

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Erlangen - Nürnberg

Direktor: Professor Dr. med. D. Hohmann

Eine röntgenologische Untersuchung
von klinischen Unterschenkeldrehfehlern
bei Genuvarum mit dem Röntgenmeß-
verfahren von H.-Th. Schrems.

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Thomas Joachim Raabe
aus Stuttgart

1976 № 391

Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Erlangen - Nürnberg

Direktor: Professor Dr. med. D. Hohmann

Eine röntgenologische Untersuchung
von klinischen Unterschenkelrehfehlern
bei Genuvarum mit dem Röntgenmeß-
verfahren von H.-Th. Schrems.

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Thomas Joachim Raabe
aus Stuttgart

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. med. E. Rügheimer
Referent: Prof. Dr. med. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 27. September 1976

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung : Das O-Bein	1
2	Welche Arten von Genu varum gibt es ?	2
3	Normale Entwicklung der Beinachsen vom Säuglingsalter an .	5
4	Ursachen für die Entstehung von Genu varum .	7
5	Beinstatik und Biomechanik	16
6	Klinische Relevanz und Fragestellung	30
7	Röntgenmessmethode nach Schrems	36
8	Auswertungsmethode für die erhaltenen Röntgenbilder	40
9	Patientengut	42
10	Ergebnisse	43
11	Diskussion	57
12	Zusammenfassung	64
13	Literaturverzeichnis	67
14	Anhang mit Tabellen und Abbildungen	70

1 Einleitung : Das O-Bein

Das O-Bein oder Genu varum stellt eine relativ stark verbreitete Beindeformität dar.

Klinisch gesehen ist das O-Bein eine grossenteils symmetrische Verkrümmung der unteren Extremität, deren Scheitel im Bereich der Kniegelenke liegt (Langhagl, Baumgartl). Bei Knöchelschluss finden wir einen Femur-kondylenabstand. Dieser Abstand ist als direktes Mass für die Veränderung der Beinstatik anzusehen (s. Abschnitt 5 : Beinstatik).

Während bei Langhagl das O-Bein als Gegenstück zum X-Bein betrachtet wird, stellt Baumgartl fest, dass es nicht als einfache Umkehrung des X-Beines aufzufassen sei. Als Erklärung führt er an, dass beim X-Bein der Scheitel der Verbiegung in oder in der Nähe des Kniegelenkes zu finden ist, wogegen das O-Bein meist als zusammengesetzte Verkrümmung aus Coxa vara, Femur varum und Crus varum aufzufassen sei.

Als Definition des O-Beines ist die von Bragard modifizierte, von v. Mikulicz stammende Formulierung heranzuziehen :

" Als Genu varum ist die seitliche Verkrümmung der unteren Extremität zu bezeichnen, bei der die Direktionslinie = Traglinie medial der Kniegelenksmitte verläuft. Jede Abweichung der Kniegelenksmitte nach lateral um mehr als 0,5 cm ist als pathologisch anzusehen."

2 Welche Arten von Genu varum gibt es ?

Das Genu varum setzt sich nach Baumgartl aus drei Anteilen zusammen : Coxa vara, Femur varum und Crus varum.

Als Genu varum ist nach Albert erst eine Verkrümmung der Beine mit einer Femurkondylendistanz von mehr als drei cm anzusehen, während er bei kleinerer Distanz von einem Genu subvarum spricht (s. Bragard). Neben dem Genu varum, das beim Stehen und Gehen erkennbar ist und im Stand durch Geradestellen der Fussachsen nicht korrigiert werden kann, muss man ein Pseudo-Genu-varum abgrenzen, das bei Kindern und Jugendlichen gefunden wird. Dabei sind die Beinachsen gerade, wenn man im Stand die Fussachsen geraderichtet (Nicod, Jentschura).

Nach Baumgartl lassen sich je nach Ätiologie insgesamt drei mögliche Genu varum-Klassen finden:

- a) das idiopathische O-Bein
- b) das symptomatische O-Bein
- c) das kompensatorische O-Bein.

Das idiopathische Genu varum entwickelt sich aus dem physiologischen O-Bein des Neugeborenen dadurch, dass die normalerweise einsetzende Aufrichtung des Kniegelenkes mit Ausbildung eines physiologischen kindlichen X-Beines ausbleibt. Die Störungen betreffen die Ossifikation, die Ursachen seien ungeklärt.

Durch zu frühes Gehenlernen zum Beispiel sollen die Kniegelenke zu stark belastet werden, so dass es zu Um- und Abbauerscheinungen kommen kann, wodurch die tibialen Abschnitte des Kniegelenkes niedrig bleiben. Aus dem physiologischen Femur varum und Crus varum des Neugeborenen entsteht durch Ossifikationsstörungen ein pathologisches Genu varum. Das proximale Tibiaende sei dabei im Wachstum wesentlich stärker gestört als das distale Oberschenkelende.

Als Ausnahme sei der Fall anzusehen, bei dem das distale Femurende stärker deformiert ist als das proximale Tibiaende. Nach Hackenbroch stellt es ein selbstständiges Krankheitsbild dar, das Genu varum atypicum.

Zuweilen treten Genu-varum-Verbiegungen der unteren Extremität erst später in Erscheinung, ohne dass ein Grund dafür zu erkennen wäre. Im Röntgenbild lassen sich dann bei fortgeschrittenen Fällen Veränderungen in der tibialen Tibiaepiphyse erkennen (Lülsdorf). Blount stellte Parallelen zu den Wachstumsstörungen im Sinne der Perthes'schen oder Scheuermann'schen Erkrankungen fest.

Als Ursachen für das symptomatische Genu varum führt Baumgartl eine Reihe von Erkrankungen an, in deren

Verlauf es zu Beinverkrümmungen kommt bzw. kommen kann:

- Rachitis (Crus varum rachiticum bei Kindern)
- Vit-D-resistente Rachitis (Fanconi)
- Nephrocalcinose bei Zwergwuchs (M.Albright)
- Osteopathien bei Störungen der Darmresorption

Alle diese Krankheiten führen zu Entkalkungen des normalen Knochens oder zur Bildung von wenig belastbarem osteoiden Gewebe.

Weitere Erkrankungen, die zu O-Beinen führen können:

- Osteodystrophia deformans (M. Paget)
- Ostitis fibrosa cystica
- renale Osteomalazie
- Entzündungen (Osteomyelitis, Brodie-Abszess)
- Frakturen der am Kniegelenk beteiligten Knochen
- Looser'sche Umbauzonen
- Kongenitale Störungen (Chondrodystrophische Zwerge)
- Spätrachitis in der Pubertät

Das kompensatorische Genu varum tritt als Folge statischer Fehlbelastungen auf z.B. bei Versteifungen des Hüftgelenkes in Abduktionsstellung, bei Klumpfussbildungen und auch bei einseitiger Belastung der Kniegelenke bei Berufsreitern (Baumgartl).

3 Normale Entwicklung der Beinachsen vom Säuglingsalter an

Bevor wir uns eingehender mit der Problematik der Beinstatik befassen, ist es angebracht, sich die normale Entwicklung des Beines vor Augen zu führen.

Im Laufe des Wachstums macht die Form der Beinachsen eine gesetzmässige Entwicklung durch (Müller). Nach Bragard besitzen über 90 % der Neugeborenen typische O-Beine, welche in der Hauptsache durch ein Crus varum bedingt sind. Bei Baumgartl setzt sich das physiologische Säuglings-O-Bein aus dem Femur varum und dem Crus varum zusammen. Zwischen dem 3. (Müller) und 6. Lebensjahr (Langhagl, Baumgartl) wandert die Femurachse aus einer leichten Abduktionsstellung in eine Adduktionsstellung zur Medianlinie und lässt so das physiologische O-Bein zu einem geringen physiologischen X-Bein werden, das man als Überkorrektur des Körpers ansehen kann. Es tritt also eine Überkompensation der Verkrümmung auf. In dieser Phase der Entwicklung richtet sich unter dem funktionellen Reiz des Gehenlernens das Kniegelenk auf (Baumgartl). Die Valgusstellung des Beines ändert sich erst in der Pubertät, wodurch die endgültige Stellung der Beinachsen beim Erwachsenen erreicht sein sollte.)

Dies zeigt sich klinisch durch Berühren der Femur-kondylen und Innenknöchel beim Stand.

Bei der Schulentlassung haben nach Bragard nur 25 % der Knaben und 21 % der Mädchen wirklich gerade Beine (zit. n. Ledermann).

4 Ursachen für die Entstehung von Genu varum

Über die Entstehungsursachen eines Genu varum gehen die Meinungen auseinander.

Brandt z.B. hält es für wahrscheinlich, dass der Fuss zuerst deformiert wird, da er im Tragsystem des Körpers am schwächsten ausgebildet ist. Er geht dabei von Hohmann aus, der äusserte, dass die Knick-Plattfuss-Bildung aus einem pathologischen Verdrehungsprozess entstehe. Brandt meint, dass die überwiegend grosse Anzahl der Deformitäten im frühen Kindesalter entstehe und mit der Aufrichtung des Körpers aus der ursprünglichen Beugehaltung in Zusammenhang gebracht werden könne. In vielen Fällen dürfe man annehmen, dass eine vorzeitige Belastung der Beine beim Laufenlernen des Kindes in einem Wachstumsstadium, das den Anforderungen des aufrechten Ganges noch nicht gewachsen ist, die Ursache für Beindeformierungen darstellt. Es bestehe Uneinigkeit, wo die Deformierung beginne. Nach Schede kann ein O-Bein durch eine Fuss-senkung entstehen. Das setze eine periphere Muskelinsuffizienz der Unterschenkel- und Fussmuskulatur voraus. Hohlbaum weist auf die Entstehung verschiedener Beindeformitäten durch das Übergewicht bestimmter Muskelgruppen hin. Dieses Übergewicht kann natürlich - wie oben angedeutet - auch durch Insuffizienz

der antagonistisch wirkenden Muskeln entstehen. Am Fusskelett führt diese Insuffizienz zum Absinken des Talus, der dabei einwärts gedreht wird (Hohmann u. Schede, s. bei Brandt). Das hat verschiedene Auswirkungen nach proximal hin, z.B. werde die Maleolengabel nach innen gedreht. Ist die Drehung erst eingetreten, so ändern sich bestimmte Muskelzugrichtungen, z.B. kann nach Hohmann der M. tib. ant. als eigentlicher Supinator beim Plattfuss sogar pronatorische Wirkung haben, während der Abductor hallucis seine ursprüngliche Wirkung ganz verliert, wenn er durch Verschiebungen im knöchernen Fusskelett plantar-lateralwärts verlagert ist (s. bei Brandt). Nach Schede ist die Einwärtsdrehung des Unterschenkels für den Entstehungsmechanismus eines O-Beins von entscheidender Bedeutung.



Abb. 1 a .

O-Bein im Stand
Usch einwärts,
Osch auswärts ge-
dreht.

Abb. 1 b .

Zum Vergleich :
X-Bein im Stand.
(n. Brandt).

Weiter greift Brandt eine Beobachtung von Tandler auf, nach der der Muskeltonus Auswirkungen auf das Skelett hat. Dabei werden Hypo- und Hypertoniker unterschieden. Bei Hypotonikern seien mehr X-Beine, bei Hypertonikern dagegen mehr O-Beine zu finden. Dies würde bedeuten, dass neben der "Disposition zur Knochenweichheit" auch die oben erwähnten konstitutionellen Gesichtspunkte im Hinblick auf die Muskelfunktion bei der Entstehung von Beindeformitäten zu berücksichtigen sind. Der Begriff der Muskelschwäche ist als relativ anzusehen. Ist die Knochenfestigkeit geringer als die Muskelkraft, so wird eher ein O-Bein entstehen, ist sie grösser, eher ein X-Bein (Brandt).

Die Ausgleichsmöglichkeiten durch rotatorische Umstellung sind begrenzt, da für den Gehakt eine bestimmte räumliche Zuordnung der Gelenkachsen erforderlich ist. Bei Erreichen der physiologisch möglichen Gelenkachsenstellungen wird darüber hinaus der Knochen torquierte. Die Bedingungen für weitere deformierende Wirkungen des Belastungsdruckes sind bei bestehender Knochenweichheit schon durch die veränderten Druckstellungen gegeben.

Von besonderer Bedeutung ist dabei der Kniegelenkmechanismus. Hohlbaum habe - so Brandt - schon auf die Bedeutung der Kniekreiselung für die Entstehung der Beindeformitäten hingewiesen.

Der Fuss als schwächstes Glied im Tragsystem des Körpers wird durch Muskeln unterstützt : durch Rumpf-, Hüft- (nur die Aussenrotatoren) und Beinmuskeln.

Die Hüftmuskulatur wird aber nur dann wirksam, wenn die Rumpfmuskulatur durch Feststellung des Beckens bei der Belastung den nötigen Gegenhalt schafft.

Fuss-, Bein-, Hüft- und Rumpfmuskulatur müssen sich zur Erzielung normaler Belastungsverhältnisse gegenseitig ergänzen und unterstützen.

Von v. Baeyer stammt die Lehre vom kinetischen Kettensystem der Extremitäten. Danach wird die Fussenkung ganz allgemein zu einem Problem der Körperhaltung, weil es nicht allein auf die Leistungsfähigkeit der Fussmuskulatur ankommt, sondern auch darauf, wie der Schwerpunkt des Körpers über dem Fuss eingestellt wird.

Zusammenfassend ist zu Brandts Ausführungen zu sagen, dass er die O-Bein-Entstehung als Folge einer peri-

pheren Muskelinsuffizienz der Fussmuskulatur sieht, wodurch ein Absinken und Einwärtsdrehen des Talus möglich ist, der wiederum bei der Drehung die Maleolengabel mitnimmt. Die Kompensation dieser Drehungen wird im Bereich der physiologisch möglichen Gelenkachsenstellungen von den Beingelenken übernommen. Bei Erreichen dieser Gelenkachsenstellungen und bei Weiterbestehen des deformierenden Belastungsdruckes kommt es nach seiner Meinung zur Torsion des Knochens. Eine Vorbedingung dafür ist eine schon bestehende Knochenweichheit. Kyselka nennt das eine lokalisierte Schwäche des knöchernen Stützgewebes. Über eine Torsion speziell der Tibia wird nichts weiter geäussert.

Bei Le Damany ist der tropometrische Winkel beim menschlichen Foetus mit null Grad angegeben. Die Torsion der Tibia beginne in den ersten Lebensmonaten. Bei der Rückenlage des Säuglings lägen die Fersen der Beine auf dem Bett. Zur Beseitigung der vertikalen Fusslage würden dann die Beine nach aussen gedreht. Dabei werden Ober- und Unterschenkel mitgeführt, wogegen sich die Beinmuskulatur widersetze. Dies sei der Ursprung der Torsion. Sie finde zwischen der Diaphyse und unteren Epiphyse statt.

Sowohl Grunewald als auch Le Damany sehen die Entstehung der Torsion als Auswirkung der Muskelkraft. Bei Grunewald sind drei Kräfte angegeben, die auf den Tragapparat wirken :

- 1) Die Körperlast (sie ist unerheblich klein mit 70 - 100 kg bei einer Knickfestigkeit z.B. der Tibia von ca. 1060 kg bei Männern und 720 kg bei Frauen)
- 2) Der Bandzug (er ist grösser als die Körperlast; er beeinflusst höchstens den Bau der Epiphysen, z.B. soll ein zu kurz geratenes vorderes Kreuzband zu einer Winkerverschiebung der langen Epiphysenachsen der lateralen Kniegelenksfläche der Tibia führen.
- 3) Die Muskelkraft (sie ist am wirksamsten)

Wie oben schon erwähnt, ist bei Baumgartl eine ätiologische Einteilung der Entstehung von O-Beinen beschrieben :

- 1) idiopathisches Genu varum und Genu varum atypicum
- 2) symptomatisches Genu varum
- 3) kompensatorisches Genu varum

Baumgartl führt aus, dass aus dem physiologischen O-Bein des Neugeborenen (s. a. Abschnitt 3) dadurch

ein pathologisches entsteht, dass die mit drei Jahren normalerweise einsetzende Aufrichtung des Kniegelenkes mit Überkompensation und Ausbildung eines physiologischen kindlichen X-Beines ausbleibt. Die Störungen sind in der Ossifikation zu suchen, deren Ursachen nicht bekannt sind. Beim Gehenlernen der Kinder mit ihrem physiologischen O-Bein werden vor allem die tibialen Gelenkabschnitte besonders stark belastet. Widerstandsfähige Wachstumszonen ertragen diese Mehrbelastung unbeschadet. Das Bein richtet sich auf. Bei Ossifikationsstörungen wirkt sich die Mehrbelastung im tibialen Gelenkabschnitt in Form von Veränderungen an den tibial gelegenen Metaphysen und Epiphysenfugen aus. Bereits fertig gebildetes Knochengewebe entkalkt wieder, es wird osteoid umgewandelt und die Neubildung von Knochen leidet. Die tibialen Abschnitte des Kniegelenkes bleiben niedrig, es hat sich ein pathologisches O-Bein gebildet. Aus dem physiologischen Femur varum und Crus varum des Neugeborenen ist durch Ossifikationsstörungen das pathologische O-Bein geworden. Ist das distale Femurende stärker deformiert als das proximale Tibiaende, so liegt im Sinne Hackenbrochs ein Genu varum atypicum vor, das er als eigenes Krankheitsbild verstanden wissen möchte.

Man könnte die Knochenweichheit bei Brandt mit der Ossifikationsstörung bei Baumgartl in Zusammenhang bringen, so dass neben der Muskelinsuffizienz, dem Muskeltonus auch die o.g. Störungen einen Einfluss auf die O-Bein-Entstehung haben würden.

Wie in Abschnitt 2 schon ausgeführt, können O-Beine auch im Rahmen bestimmter Erkrankungen auftreten. Ergänzend muss auch die Möglichkeit einer Osteogenesis imperfecta erwähnt werden (Kyselka).

Weiter führt Baumgartl das kompensatorische O-Bein an, das als Folge statischer Fehlbelastungen auftritt z.B. bei Versteifungen des Hüftgelenkes in Abduktionsstellung, Klumpfußfehlbildungen sowie als Folgeerscheinung einseitiger Belastung der Kniegelenke bei Berufsreitern.

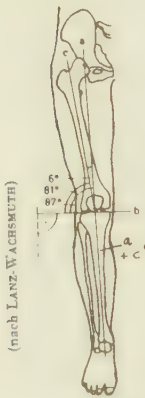
Bei Langhagl ist zu lesen, dass die Rachitis die häufigste Entstehungsursache für Beinverkrümmungen ist (wie bei Baumgartl). Das symmetrische Genu varum kann auch durch die Chondrodystrophie entstehen. Einseitige O-Beine kommen nach Langhagl als Folge von Wachstumsstörungen an den Epiphysen, durch Tumore, Osteomyelitiden, bei M. Paget und nach fehlerhaften Frakturen vor. Oft ist auch die Entwicklung oder Verschlimmerung von O-Beinen im Zuge der postklimakterischen Osteoporose besonders bei

Frauen zu finden. Das einseitige Crus varum congenitum stellt die Vorstufe zur angeborenen Tibiapseudoarthrose dar.

5 Beinstatik , Biomechanik

Die unteren Extremitäten bestehen anatomisch aus dem Hüftgelenk als Verbindung von Becken und Oberschenkel, dem Femur, dem Kniegelenk, der Kniescheibe, dem Schienbein, Wadenbein, dem Fuss skelett, dem oberen und unteren Sprunggelenk, sowie dem Bänder- und Muskelapparat.

Für die langen Röhrenknochen lassen sich leicht anatomische Längsachsen finden. In Abb. 2 stellt c die ana-



tomische Femurlängsachse und c' die anatomische Tibialängsachse dar.

Da das Bein ein Trag- und Fortbewegungsapparat ist, auf den Kräfte wirken, ist es notwendig, nach den Gesetzen der Statik Kraftlinien zu finden, entlang denen das Gewicht des Körpers auf den Boden übertragen wird. Bragard verwendet dabei die von Mikulicz geschaffenen Begriffe Direktions- = Trag- = Schwerelinie = mechanische Achse. Die Traglinie a des stehenden gestreckten Beines verläuft dabei vom Mittelpunkt des Femurkopfes über die Mitte des Kniegelenkes zur Mitte des oberen Sprunggelenkes

Abb. 2

Beinachsen

(aus Ledermann)

lenkes. Diese Achse weicht von der Vertikalen um 3 Grad ab, wenn im Stand bei Knöchelschluss gemessen wird. Von v. Mikulicz übernahm Bragard auch den Begriff der Kniebasislinie b. Diese ist als distale Tangente an die Femurkondylen aufzufassen. Im Normalfall steht sie

senkrecht auf der Körperachse und parallel zur Horizontalen.

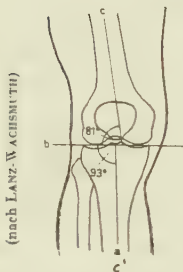


Abb. 3

Kniebasislinie, Femurlängsachse, Tibialängsachse.

(aus Ledermann)

Damit sind mehrere Winkel messbar :

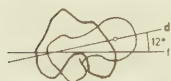
der Kniebasis-Femur-Winkel von 81 Grad (später als Femurbasiswinkel bezeichnet; FBW) zwischen c und b (Abb. 2 u. 3),

der Kniebasis -Tibia-Winkel zwischen a bzw. c' und b von 93 Grad (später Tibia-Basiswinkel, TBW), der Winkel zwischen

der mechanischen Achse = Traglinie a und der anatomischen

Femurlängsachse c von 5 - 7 Grad (Abb. 2) und den Winkel zwischen b und a von 87 Grad (lateral-kränial, Abb. 2). Alle Winkel werden von lateral gemessen. Da die physiologischen Achsen des Skeletts Schwankungsbreiten unterliegen, sind auch die Winkelangaben als Mittelwerte aufzufassen. Der Kniebasis-Tibia-Win-

kel zum Beispiel liegt nach Bragard zwischen 90 und 98 Grad.



(nach LE DAMANY)

Abb. 4

AT-Projektion Collo-Diaphysen-Winkel (CCD) von (aus Ledermann) 126 Grad.

Interessant ist auch der Winkel zwischen der horizontalen Projektion der Femur-Collum-Achse und der Femur-Kondylenachse von 12 Grad (Antetorsionswinkel, AT, Abb. 4) und der Centro-

Die mechanische Beinachse a verläuft - wie aus Abb. 2 zu erkennen ist - unter spitzem Winkel zur Femurlängsachse c und von der Mitte des Kniegelenkes an im Idealfall identisch mit der anatomischen Tibiallängsachse c' zur Mitte des oberen Sprunggelenkes. Dort wird die auftreffende Kraft über den Talus und das untere Sprunggelenk auf den Fuss übertragen. Der Fuss sitzt im Normalfall nach Art eines Dreifusses an der Ferse und den Mittelfussknöchelchen I und IV auf dem Boden auf. Vom Talus ziehen drei Stützstrahlen zu den Aufsitzenpunkten am Boden (Langhagl). Über die Stützstrahlen wird die Körperlast weiter zur Basis des Dreifusses geleitet. Es ist leicht zu erkennen, dass das Fuss skelett fast etwas zu grazil ist, um die zu übertragenden Kräfte zu vertragen. Speziell in der Wachstumsphase kann es zu Überlastungen des Bandappa-

rates kommen.

Der Talus artikuliert mit dem Schien- und Wadenbein im oberen Sprunggelenk und bildet mit dem Kalkaneus und Os naviculare das kombinierte untere Sprunggelenk mit dem hinteren (Artic. talo-calcanea) und dem vorderen Abschnitt (Artic. talo-calcaneo-navicularis). Das obere Sprunggelenk lässt die Dorsal- und Plantarflexion des Fusses zu, das untere Sprunggelenk die Pronation und Supination, die analog der Bewegung des Handgelenkes als Maulschellenbewegung bezeichnet wird (Langhagl).

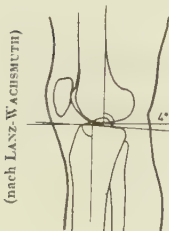


(nach LANZ-WACHSMUTH)

Abb. 5

Die Sprunggelenksachse 1
(aus Ledermann)

In der Sagittalebene stehen Femur und Tibia senkrecht aufeinander (Abb. 6). Der Tibiakopf ist mit seinem Plateau um ca. 4 Grad nach hinten unten geneigt (Retroversio tibiae, Abb. 6).



(nach LANZ-WACHSMUTH)

Beim Neugeborenen ist am Tibiakopf noch eine starke Retroversion von durchschnittlich

Abb. 6 Retroversio tibiae (aus Ledermann K.)

27 Grad festzustellen, die sich im Laufe des Wachstums zurückbildet und die 4 Grad des Erwachsenen erreicht (n. v. Lanz, in Müller, M.E.).

Wie wir gesehen haben, verlaufen die mechanische und die anatomische Achse des Beines nur zum Teil gemeinsam. Von v. Mikulicz stammt die folgende Formulierung, die die Bedeutung der mechanischen Achse für die Beinstatik hervorhebt : "Die Druckverteilung auf die Gelenke und damit die Bewegung derselben durch die Belastung sind allein abhängig von der Stellung der mechanischen Achsen und unabhängig vom Verlauf der anatomischen Achsen der Knochen". Während im Normalfall die Traglinie mitten durch das Kniegelenk verläuft, weicht bei Genu varum die Kniegelenksmitte von der Traglinie nach lateral ab (Abb. 7 c). Das äussert sich beim Lebenden in der Femurkondylendistanz (im Stand), die ein direktes Mass für die Verschiebung der Kniegelenksmitte nach lateral darstellt (Bragard). Ähnliches gilt bei der Knöcheldistanz beim X-Bein.

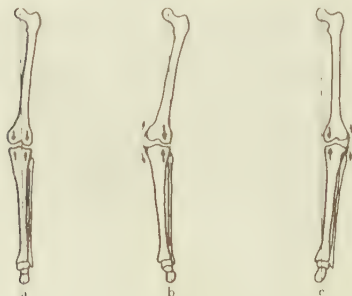


Abb. 7 a - c

(aus Debrunner)

Die Grösse der Deviation der Traglinie von der Mitte der Kniebasis gibt ein Mass für die Stärke der Verkrümmung, das genauer ist als die Bestimmung des Auslenkwinkels (Abb. 2).

V. Mikulicz war zudem nach Bragards Äusserung der Meinung, dass das Seitabweichen erst dann als pathologisch anzusehen sei, wenn wie in Abb. 7 c die Traglinie am oder ausserhalb des medialen Gelenkrandes zu liegen komme. Verläuft die mechanische Achse noch innerhalb des Kniegelenkes, so bezeichnet v. Mikulicz dies als relatives statisches Missverhältnis, liegt sie wie in Abb. 7 b und c sowie 10 c ausserhalb oder am Rand des Gelenkes, so sprach er von einem absoluten statischen Missverhältnis (Bragard). Das relative statische Missverhältnis sah Mikulicz noch nicht als pathologisch an. Für ihn ist das Genu varum die seitliche Beinverkrümmung, bei der die Traglinie medial ausserhalb der Kniebasis liegt. Bragard schränkt dies aufgrund eigener Ergebnisse ein und kommt zu der Definition des O-Beins, wie sie in Abschnitt 1 wiedergegeben ist. Danach verstehen wir unter einem O-Bein diejenige seitliche Verkrümmung des Beines, bei der die Kniegelenksmitte um mehr als 0,5 cm von der mechanischen Beinachse nach lateral abweicht.

Betrachtungen zum Unterschenkel.

Die Tibia zeigt eine physiologische Verdrehung, die Tibiartorsion. Sie entsteht nach Le Damany (s. Abschnitt 4) dadurch, dass der Säugling in seinem Bett auf dem Rücken liegt. Dabei kommen die Beine auf die Fersen zu liegen. Diese Vertikallage wird durch Aussendrehung des gesamten Beines beseitigt. Die Beinmuskulatur widersetzt sich. Dies sei der Ursprung der Tibiartorsion. Während der tropometrische Winkel der Tibia beim menschlichen Foetus noch 0 Grad beträgt, beginne in den ersten Lebensmonaten die Torsion (Le Damany). Die endgültige Torsion wird in den ersten Lebensjahren erworben (Dupuis). Im Schulalter sei keine wesentliche Änderung der Torsion mehr zu erwarten. (v. Lanz, Hutter). Die Torsion finde zwischen der Diaphyse und der unteren Epiphyse statt (Le Damany). Die Tibiartorsion ist der Antetorsion des Femur entgegengesetzt und übertrifft diese normalerweise um das Doppelte.

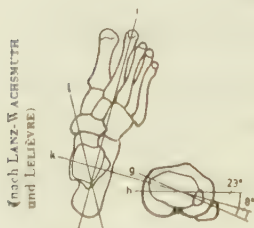


Abb. 8

Die Knöchelachse g schliesst mit der Tibiakondylenachse h einen Winkel von etwa 23 Grad ein. Sie ist gegen die Tibiakondylenachse nach aussen verdreht (Mikulicz, v. Lanz, Le Damany, Hutter).

Aus Abb. 8 ist zu ersehen, dass die Fusslängsachse i im Normalfall senkrecht auf der Rotationsachse des oberen Sprunggelenkes k steht. Diese ist gegen die Maleolenachse g um 8 Grad nach innen verdreht (M. Lance), Der Fusswinkel ist also mit 15 Grad anzugeben (B.G. Weber). Bei Frontalstellung der Femurkondylenebene und Berücksichtigung der Schlussrotation des Knies von 5 Grad, so erhält man bei Fusschluss und gestreckten Knien einen Winkel zwischen Fussachse und der Sagittalen von 20 Grad, oder beide Fussachsen schliessen einen Winkel von 40 Grad ein.

Bei neutraler Fusstellung steht die obere Sprunggelenksachse k senkrecht auf der mechanischen Achse a (Abb. 9).

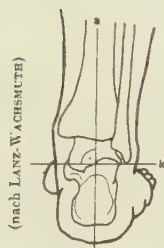


Abb. 9

(aus Ledermann)

Biomechanik .

Aus Abb. 7 c ist zu erkennen, dass die mechanische Achse beim O-Bein ausserhalb des Kniegelenkes liegt, und der laterale Gelenkspalt vergrössert, der mediale verringert ist. Die Kraftübertragung von Femur zur Tibia kann nicht mehr derart erfolgen, dass die Femurkondylen und das Tibiaplateau gleichmässig belastet werden (Abb. 10 u. 11).

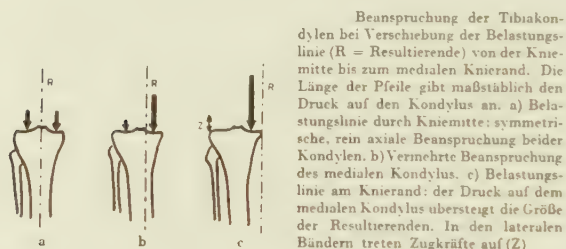


Abb. 10 a - c . Belastung des Tibiaplateaus.
(Aus Debrunner A.M.).

Der mediale Kniegelenksanteil wird umso mehr belastet, je weiter sich die mechanische Achse dem medialen Gelenk - rand nähert. Das entspricht dem "Übergang vom relativen zum absoluten statischen Missverhältnis nach v. Mikulicz. Beim Erreichen des Gelenkrandes treten am lateralen Bandapparat Zugkräfte auf (Abb. 10 c). Die Zugkräfte führen zu einer Überdehnung der Seitenbänder, die zur Führung des Kniegelenkes gegen momentane Seitabweichungen.

vorhanden sind, einer dauernden Biegebeanspruchung zur Seite jedoch nicht standhalten. Die muskuläre Sicherung fehlt. Diese Dauerbeanspruchung führt zu der o.g. Banddehnung, was eine seitliche Instabilität des Kniegelenkes zur Folge hat. Unter Belastung klappt das Gelenk bei jedem Schritt etwas um. Daraus resultiert eine Verstärkung einer schon vorhandenen Beinverkrümmung = Achsenfehlstellung (Debrunner, A.M.).

Die einseitige unphysiologische Belastung des medialen Gelenkspaltes über längere Zeit führt einerseits zur Knorpeldegeneration, da Knorpelgewebe als bradytrophes Gewebe nur eine geringe Reaktionskraft besitzt.



Die Arthrose. Die röntgenologischen Zeichen im überlasteten Gelenkabschnitt sind:

1. Sklerosierung des subchondralen Knochens
2. Verschmälerung des Gelenkspaltes (Knorpelschwund)
3. Randzacken, Konsolenbildungen
4. Zystenbildungen am Punkte der größten Beanspruchung

Abb. 11

Veränderungen am medialen Gelenkspalt. (aus Debrunner)

Die Degeneration hat eine Verschmälerung des Gelenkspaltes zur Folge, der auch röntgenologisch erkennbar ist (Abb. 11) .

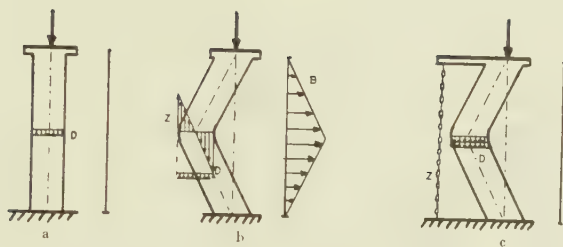
Andererseits reagiert der darunterliegende Knochen in

der für ihn entsprechenden Weise : "Mit vermehrter Durchblutung mit überschüssender lokaler Osteogenese neben herdförmigen Nekrosen" (Debrunner). Am Gelenk-
rand erkennt man eine Osteophytenbildung, die den Eindruck einer Verbreiterung der ungenügenden Gelenk-
fläche macht. Es liegt das Erscheinungsbild einer Arthrosis deformans vor, die Preisler schon 1911 als degeneratives Leiden bei Inkongruenz der Gelenkflächen beschrieben hat.

Die Erkrankung ist einzig und allein auf die ungleiche Verteilung der Last auf die mediale Gelenkfläche zurückzuführen. Das ergibt unphysiologische Belastungsspitzen, die im Missverhältnis zur Festigkeit von Knorpel und Knochen stehen (Debrunner, A.M.).

Wird also der Circulus vitiosus nicht unterbrochen, so macht die jahrelange Überlastung und langsame Abnützung die Arthrose zu einer eminent chronischen Krankheit (Debrunner, A.M.).

Um die Belastungsverhältnisse am normalen und pathologischen Bein und die Biegebeanspruchungen besser verstehen zu können, müssen wir ein einfaches mechanisches Modell von Pauwels hinzuziehen (Abb. 12 u. 13). Während in Abb. 12 a die Traglinie innerhalb der tragenden Säule liegt und damit reine Druckkräfte vorliegen,



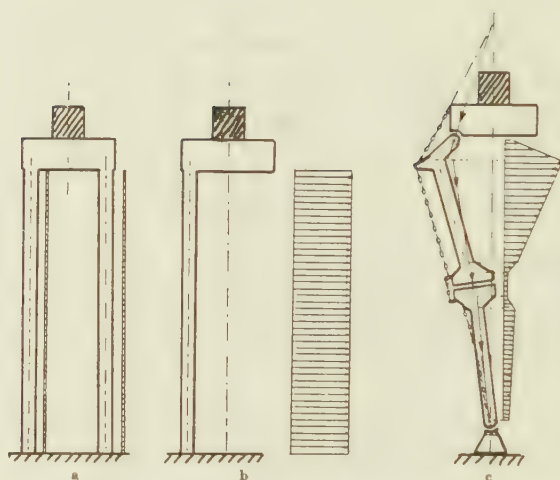
Biegebeanspruchung (nach PAUWELS). a) Reine Druckkräfte bei genau axialer Belastung. b) Die Biegebeanspruchung bei Achsenknickung ruft auf der konkaven Seite Druckkräfte und auf der konvexen Zugkräfte hervor. Sie sind um ein Vielfaches grösser als die rein axialen Druckkräfte. Rechts nebenstehend das Diagramm der Biegebeanspruchung: sie ist direkt proportional dem Abstand von der Belastungsachse. c) Durch geeignete «Zuggurtung» auf der konvexen Seite kann die Biegebelastung vermindert oder aufgehoben werden. Die axiale Druckkraft wird dadurch erhöht

Abb. 12 a - c.

Mechanisches Modell nach Pauwels (aus Debrunner, A.M.)

treten in Abb. 12 b einmal Zugkräfte Z auf, zum anderen zeigt das danebenstehende Schema, dass die Biegebeanspruchung im Bereich der Abknickung am grössten ist. Die Zugkräfte Z sind auf der konvexen, die Druckkräfte auf der konkaven Seite. Durch entsprechende Zugurtung kann der Biegebeanspruchung entgegengewirkt werden zum Preis einer grösseren Belastung des Kniegelenkes (Abb. 12 c).

In Abb. 13 a bis c ist die Belastung der Beine bei zweibeinigem und einbeinigem Stand dargestellt. Während in Abb. 13 a eine rein axiale Belastung vorliegt, kommt es in Abb. 13 b zu einer entsprechend



Beanspruchung der unteren Extremität in der Frontalebene (nach PAUWELS). a) Vereinfachtes mechanisches Modell, dem Zweibeinstand entsprechend: rein axiale Belastung (neben den Säulen das Diagramm der Beanspruchung). b) Dasselbe Modell, für den Einbeinstand gezeichnet, entsprechend der Standphase beim Gehen. Das Diagramm (rechts daneben) zeigt, daß die Beanspruchung viel größer geworden ist. c) Dasselbe Modell unter Berücksichtigung der anatomischen Besonderheiten des menschlichen Bewegungsapparates. Die Beanspruchung (Diagramm rechts daneben) ist fast überall stark herabgesetzt. Lediglich in der Inter-trochantergegend besteht noch eine Spannungsspitze

Abb. 13 a - c.

Mechanisches Beinmodell nach Pauwels (aus Debrunner).

hohen Beanspruchung des Standbeines. Noch etwas verfeinert zeigt Abb. 13 c, dass bei gleichzeitiger konvexer Zurüttung die Biegebeanspruchung im Bereich der Gelenke sehr klein, im Unterschenkelbereich nicht stark erhöht ist und nur in der Inter-trochanterengegend eine Spannungsspitze besitzt. Pauwels konnte mit Hilfe der

mechanischen Analyse der Kräfte zeigen, dass nicht die axialen Druckkräfte, sondern die wechselnden Biegekräfte die massgebende Beanspruchung des Bewegungsapparates darstellen. Pauwels spricht auch davon, "dass die Anatomie von Skelett, Gelenken und Muskelapparat mechanisch überaus zweckmässig für den Ablauf der Gehfunktion eingerichtet ist". Er nennt das einen idealen Leichtbau, bei dem das Ideal der grössten Festigkeit bei geringstem Materialaufwand verwirklicht sei. Er zeigte auch, dass die Biegebeanspruchung der unteren Extremität durch günstige morphologische Gestaltung des Beinskeletts und zweckmässige Zugurtung sehr stark herabgesetzt wird. Unter Zugurtung versteht Pauwels die Möglichkeit der Neutralisierung von Biegekräften durch zugfeste Elemente, die eine Verbiegung zur entgegengesetzten Seite hervorrufen würden.

6 Klinische Relevanz , Fragestellung

" Die Achsenfehlstellungen haben nicht nur aesthetisch-kosmetische Bedeutung. Sie können auf drei Arten schaden :

- 1) Der Gangmechanismus wird gestört, was zu Hinken und Schmerzen führen kann.
- 2) Bestimmte Abschnitte der knorpeligen Gelenkflächen werden unphysiologisch beansprucht und degenerieren vorzeitig.
Arthrosen entstehen (s. Abschnitt 5) .
- 3) Achsenfehler der Knochen werden in benachbarten Gelenken ausgeglichen. Wenn dieser Kompensationsmechanismus überfordert ist, treten statische Beschwerden auf " (Debrunner, A.M.).

Dies stellt die allgemeine Zusammenfassung des in Abschnitt 5 Ausgeführten dar.

Eine langanhaltende Beinverkrümmung vom Typ des Genu varum führt also zu einer ungleichmässigen Belastung des Kniegelenkes. Dieses reagiert in seinem knorpeligen Anteil mit Degeneration, in seinem knöchernen Anteil mit überschüssender lokaler Osteogenese neben herdförmigen Nekrosen und am Gelenkrand mit Osteophytenbildung, " was sich im Röntgenbild als subchondrale Sklerose, unregelmässige Trabekelstruktur und Zystenbildung darstellt ", sowie beim Bandapparat mit Über-

Dehnung der Seitenbänder. Das ergibt beim Krankheitsbild der Arthrosis deformans ein arthrotisches Wechselknie (Debrunner, A.M.).

Die Spätfolgen der Beinefehlstatik, die sich durch die seitlichen Verkrümmungen ergeben, können wie oben beschrieben Arthrosen der Beingelenke zur Folge haben, aber auch Myotendinosen, Myogelosen (Muskelhartspann) u. a. m. sein. Speziell die Gonarthrose ist mit 33 % Anteil an den Arthrosen der Körpergelenke vertreten (Hohing,). Dies deutet in besonderem Masse auf die schädlichen Langzeitwirkungen von Fehlbelastungen hin. Debrunner bezeichnet die Arthrose denn auch als " eminent chronische Erkrankung ".

Bei den Inkongruenz-Gonarthrosen, bei denen ja die beiden Gelenkflächen z.B. aufgrund von Stufen in den Gelenkflächen nach intraartikulären Frakturen nicht mehr genau zusammenpassen, muss man mit einer Latenzzeit von einem bis mehreren Jahren rechnen. Bei Fehlbelastungen infolge Achsenfehlstellungen dauert es erheblich länger, nämlich fünf, zehn oder zwanzig Jahre (Debrunner, A.M.), bis es zu schweren Veränderungen kommt.

Da die Erkrankung schleichend ist, in ihrer Symptomatik sich langsam verschlimmernd zeigt, und deshalb auch vom Patienten lange toleriert wird, ist es von

grossen Interesse, weitere Aufschlüsse über die statischen Verhältnisse und die sich eventuell ergebenden Torsionsverhältnisse am Bein zu erhalten. Durch genaue Kenntnis der Belastungs- und Torsionsverhältnisse des Beines wäre es nämlich möglich, eine praearthrotische Deformität schon früh zu erkennen und zu behandeln.

Da die Problematik durch die Vielzahl der möglichen Einflüsse zu komplex ist, ist es notwendig, Teilaspekte wie zum Beispiel den der Tibiatorsion zu betrachten. Bezüglich der Tibiatorsion hat man zwei Möglichkeiten von Folgebeziehungen :

- 1) Die Torsion ist eine sekundäre Folge des O-Beins. Es müsste dann eine Abhängigkeit des TTW von der Zeit bestehen, derart, dass der TTW grösser wird mit zunehmendem Alter oder umgekehrt.
- 2) Das O-Bein ist die Folge der pathologischen Unterschenkeltorsion. Das bedeutet, dass sich die vorher bestehende Tibiatorsion bei dem entsprechenden Patienten nicht mehr nennenswert ändert.

Die Entstehung der physiologischen Tibiatorsion wurde in Abschnitt 5 angegeben (Le Damany , Dupius). Sie fällt

in die Zeit des Gehnlernens, in der sich das Kniegelenk und das Bein aufrichtet. Nach dem 3. Lebensjahr verändere sich die physiologische Tibiatorsion unter normalen Umständen nicht mehr (Dupuis).

Es gilt demnach zu untersuchen, ob sich ein später auftretender klinisch erkennbarer Innendrehfehler infolge Genu varum auf die Torsion der Tibia niederschlägt. Es wird vermutet, dass dies der Fall sein könne.

Mögliche Torsionen im Bereich des Oberschenkels oder Fusses bleiben unberücksichtigt. Das Röntgenmessverfahren von Schrems erfasst das Knie- und das Sprunggelenk.

In der Literatur wird die physiologische Tibia-Torsion mit ca. 25 Grad (Fick) angegeben. Untersuchungen mit Hilfe des o.g. Röntgen-Messverfahrens haben bei Adam physiologische Mittelwerte der Tibia-Torsion von 45 - 50 Grad erbracht, wobei für Männer die Werte etwas niedriger (40 - 45 Grad), für Frauen etwas höher lagen (50 - 55 Grad). Bei der Auswahl der Patienten wurden solche mit extremen Beinverkrümmungen nicht berücksichtigt. Zu bemerken ist auch, dass die Tibiatorsion hierbei die Projektion einer röntgenologischen oberen Sprunggelenksachse und nicht der funktio-

nellen ist.

Bei unserer Untersuchung kommen nur Patienten mit klinisch erkennbarem O-Bein zur Vermessung.

Das von uns verwendete Röntgen-Messverfahren von Schrems wählt andere Bezugspunkte als die früher verwendeten Verfahren zur Torsionsbestimmung. Während zum Beispiel Grunewald - allerdings für das Skelett - die Tibia-Querachse am distalen Ende ohne Zuordnung der Fibula und am proximalen Ende gleich zwei Querachsen, nämlich in der medialen und lateralen Gelenkpfanne je eine ermittelt und so die Torsion des Tibiaknochens gewinnt - er gibt eine mediale und eine laterale Torsion an - je nachdem, ob er gegen die mediale oder laterale Gelenkpfannen-Querachse misst - ist beim Schrems'schen Verfahren unter der Tibiatorsion der Winkel zwischen den Femur-Kondylen-Punkten und der Projektion der Verbindungslinie der Maleolenpunkte auf die plane, senkrecht zur Körperachse stehende Standfläche. Die Femur-Kondylen-Achse wurde von Schrems deshalb gewählt, weil das proximale Tibiaende keine röntgenologisch markante anatomischen Gegebenheiten zeigt. Voraussetzung für die Einbeziehung der Femur-kondylen ist die Reproduzierbarkeit einer bestimmten Stellung des Femur zur Tibia. Dies wird bei vollkommener

Streckung des Beines, also nach erfolgter Schlussrotation des Kniegelenkes erreicht. Dazu ist notwendig, das Kniegelenk durchzudrücken, was beim Liegenden durch Belastung des Gelenkes mit 0,5 bis 1,0 kg bei gestreckt liegendem und nur auf dem Gesäss und der Ferse aufliegendem Bein erfolgt. Dadurch wird die Schlussrotation nachgeahmt, wie sie beim Stehenden auch existiert. Würde man nicht belasten, so würde die ausbleibende Schlussrotation den von uns gemessenen Wert der Tibiatorsion um ca. 5 Grad verkleinern.

Wir müssen also bei jeder Messung bestrebt sein, diesen Fehler auszuschalten.

7 Röntgenmessmethode nach Schrems

Für die Messung der Tibia-Torsion wurden in der Vergangenheit verschiedene Methoden angewendet, die im einzelnen von Schrems (Lit. Verzeichn. Nr. 21) auch in Bezug auf die Messgenauigkeit und die Reproduzierbarkeit diskutiert wurden. Da allein das von Schrems angegebene Verfahren eine hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit gewährleistet, schien es uns das geeignetste für unsere Untersuchungen zu sein.

Man geht davon aus, dass beim gestreckten, also nur durch die Bänder fixierten Kniegelenk der Ober- und Unterschenkel eine Einheit bilden (straff elastischer Halt). Dadurch wird es möglich, die Femurkondylen mit ihren kleinsten Evoluten - wie von Schrems beschrieben - zur Bestimmung einer Bezugsachse heranzuziehen. Der Patient wird so auf einen arretierten Untersuchungswagen gelegt, dass seine Tubera ischiadica gerade noch auf dem Wagen zu liegen kommen. Der Fuss des zu untersuchenden Beines wird in einer mittels Elektromotor drehbaren Fusschale durch Klettenverschlüsse fixiert. Es stand uns die Original-Versuchsanordnung von Schrems zur Verfügung. Die Höhe des Drehschuhes muss so eingestellt sein, dass die mechanische Tragachse horizontal ist. Das Bein ist ausser den beiden genannten Auflagen nicht weiter

abgestützt. Zur Ausschaltung eines Messfehlers durch nicht erfolgte Schlussrotation sind beim Erwachsenen ca. 0,7 kg, beim Kind 0,3 kg Gewicht (je nach Alter) eine Handbreit oberhalb des Kniegelenkes anzuhängen. Die mechanische Achse des zu untersuchenden Beines sollte in etwa der Drehachse des Drehschuhes entsprechen. Der Patient sollte während der gesamten Untersuchung entspannt und ohne aktive Bewegung gegen die Drehung liegen. Deshalb ist auf eine gute Lagerung zu achten.

Der Zentralstrahl des Röntgengerätes wird im rechten Winkel zur mechanischen Beinachse von medial auf das Kniegelenk eingestellt. Der Zentralstrahl muss horizontal verlaufen. Mit Hilfe eines Bildwandlers wird der Zentralstrahl auf die Kondylenachse eingestellt. Unter Bildwandlerkontrolle wird das Bein nun so weit nach innen oder aussen gedreht, bis die kleinsten Evoluten der Femurkondylen zur Deckung gebracht sind. Die Röntgenröhre hat dabei eine Entfernung von 40 cm vom Kniegelenk (mit Messtab). Hierbei sind unter gewissen Umständen Korrekturen erforderlich (Abschnitt 10) . Nach Parallelverschiebung der Röntgenapparatur zum Sprunggelenk wird wiederum unter Bildwandlerkontrolle die Maleolengabel von medial in den Strahlengang gebracht. Der Abstand zwischen Röntgenröhre und Sprunggelenk beträgt wieder 40 cm. Die Medio-Lateral-

Aufnahme wird mit einer Saphir-Kassette durchgeführt. Die Belichtungszeit beträgt beim Erwachsenen 0,4 sek zu 50 kV, bei Kindern 0,4 sek/ 40 kV. Für die AP-Aufnahme wird die Röntgenröhre um 90 Grad nach oben gedreht, so dass sie auf den Boden gerichtet ist. Der Bildwandler-
lerteil wird so weit abgesenkt, bis er fast am Boden aufsitzt. Damit ist ein reproduzierbarer Abstand von Röntgenröhre zum Sprunggelenk gegeben. Dies gilt natürlich nur bei Verwendung dieses Röntgengerätes und bei konstanter Drehschuhhöhe. Wird ein ähnliches, anders konstruiertes Gerät verwendet, so sind die Aufnahmebedingungen mit den unsrigen zu vergleichen. Unter Bildwandlerkontrolle wird die Maleolengabel AP in den Strahlengang gebracht. Für diese Aufnahmen verwendeten wir Rubinkassetten. Die Belichtungszeit beträgt wie bei der Lateralaufnahme 0,4 sek/50 kV für Erwachsene und 0,4 sek/40 kV für Kinder.

Als Röntgengerät verwendeten wir das Siremobil II der Firma Siemens AG.

Bei unseren Untersuchungen wurden oft beide Sprunggelenke geröntgt. Es war somit notwendig, bei beidseitiger Vermessung die Röntgenapparatur für die andere Seite um 180 Grad zu drehen, um einheitlich von medial

arbeiten zu können.

Für den Aufbau der Versuchsanordnung wurden 5-10 min benötigt, für die einseitige Messung ca. 10 min und für die doppelseitige 20-25 min.

8 Auswertungsmethode für die erhaltenen Röntgenbilder

Auf den Röntgen-Messaufnahmen werden vor dem Bildschirm die Maleolenpunkte mit weichem spitzem Bleistift markiert. Nachdem man durch diese Punkte Parallelen zu den Bildkanten gezogen hat, lassen sich - wie bei

Abb. 14
Modelldarstellung der
Maleolengabel.

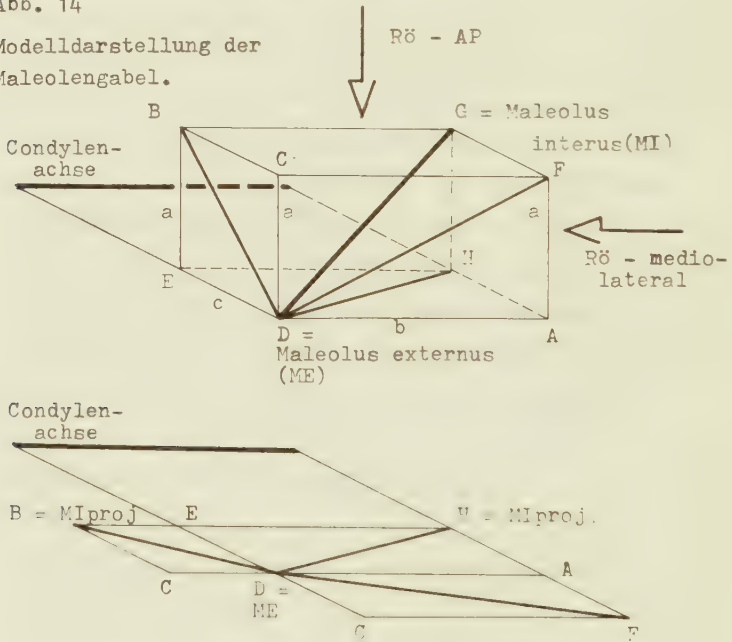


Abb. 1 : Schematische Darstellung der Projektionsverhältnisse am rechten Bein nach Schrems. Es bedeuten: BCDE entspricht der Ebene der Lateral Aufnahme (Saphir) ADEH entspricht der Ebene der AP-Aufnahme (Rubin) ADCF entspricht der Projektionsebene der zu ermittelnden Tibia-Torsion.

Schrems (21) beschrieben - auf der Medio-Lateral-Aufnahme die Strecken a und c, auf der AP-Aufnahme b und c ausmessen. Nach der trigonometrischen Formel $\operatorname{tg} \alpha = \frac{a}{b}$ bzw. graphisch ist der Winkel der Tibiatorsion DF und der Horizontalen DA zu ermitteln. Die Grösse c ist dabei eine Kontrollstrecke. Da sie auf beiden Aufnahmen gleich gross sein sollte, kann man aus der Diskrepanz die Genauigkeit der Messung abschätzen.

9 Patientengut

Zur Untersuchung kamen sowohl ambulante wie stationäre Patienten der Orthopädischen Klinik der Universität Erlangen-Nürnberg. Bei allen war klinisch ein mehr oder minder grosser Drehfehler festzustellen. Es wurde aufgrund des klinischen Befundes einer Beinverkrümmung geröntgt. Beim grössten Teil der Patienten wurde beidseitig vermessen. Die Untersuchung fand in einem Zeitraum vom Oktober 1973 bis September 1975 statt. Von den insgesamt 178 gemessenen Patienten zeigten 85 das Symptom Genu varum, wobei 52 männlichen und 33 weiblichen Geschlechts waren. Das Alter lag zwischen 5 und 75 Jahren.

10 Ergebnisse

Als Ergebnisse erhielten wir die in Tab. 5 (s. Anhang) in Spalte 1 aufgeführten Werte. Die TBW- und FBW-Werte wurden aus Beinachsen-Standaufnahmen gewonnen. Die Lückenhaftigkeit der beiden letzten Spalten ist darauf zurückzuführen, dass seinerzeit keine klinische Relevanz für Beinachsen-Röntgenaufnahmen bestand.

Da der FBW nur sehr geringe Schwankungsbreite zeigt, wurde er nicht in die statistische Auswertung einbezogen. Er ist hier nur der Vollständigkeit halber angegeben. Der TBW bleibt grossenteils in der von Bragard angegebenen Schwankungsbreite von 90 bis 98 Grad.

Die Angaben in Tab. 6 stammen aus der Datenbeschreibung im Rahmen der statistischen Auswertung (s. Tab. 7 - 9). Um einen direkten Vergleich zu den Werten von Adam zu ermöglichen, wurden deren Daten in unsere Tab. 6 zusätzlich aufgenommen. In den ersten drei Spalten sind die Werte für sämtliche O-Beine - bei einem grossen Teil der Patienten also beide Beine - aufgeführt. Bei 85 Patienten ergibt das 132 gemessene Werte = Beine. In den Spalten 4 - 6 sind die physiologischen Mittelwerte von Adam angegeben als GESUND, GESUND Männlich und GESUND Weiblich. In den Spalten 7 und 8 werteten wir von den 85 Genu-varum-Patienten entweder nur das rechte oder das linke Bein aus. Da bei Adam die Patienten nur einseitig vermessen

worden waren, war es für einen direkten Vergleich nötig, von jedem unserer Patienten jeweils nur ein Bein zur Auswertung heranzuziehen: entweder das linke oder das rechte. Die Werte sind in Spalte 9 wiedergegeben.

Die Histogramme Abb. 15 - 24 geben die Häufigkeitsverteilung der in Tab. 5 angeführten Werte für den TTW wieder. Wir verwendeten halboffene Intervalle, links geschlossen mit einer Intervallbreite von 5 Grad, beginnend bei 8 Grad. Die Maxima liegen für Männer bei 40 - 45 Grad, für Frauen bei 50 - 55 Grad. Diese Werte wurden auch von Adam an einem willkürlichen Patienten-gut gewonnen. Das bedeutet, dass es bei O-Bein-Verkrümmungen zu keiner charakteristischen Verschiebung der TTW-Mittelwerte kommt.

Da vermutet worden war, dass ein Zusammenhang bestehe zwischen dem Alter, dem TTW und dem O-Bein, wurden sog. PLOT-Diagramme (Abb. 25 - 34) erstellt, bei denen von den drei Variablen Alter, TTW und TBW jeweils zwei in Abhängigkeit zueinander gesetzt wurden. Die erste Variable ist dabei das Alter, die zweite der TTW und die dritte der TBW. Den FBW brauchten wir nicht berücksichtigen, da er nur sehr wenig variierte. Da nicht bei allen Patienten Beinganzaufnahmen ange-

fertigt worden waren, konnte die mechanische Beinachse bei diesem Patientengut nur klinisch bestimmt werden. Es wäre sonst möglich gewesen, die Abweichung der Kniegelenksmitte von der Traglinie des Beines als Variable einzuführen.

Es stellte sich heraus, dass die graphische Auswertung der PLOT-Diagramme keine Zusammenhänge sichtbar macht. Erst die Matrizen der dazugehörenden Korrelationskoeffizienten gaben Aufschluss (Tab. 10 - 12, Zus.stellung Tab. 1).

Tab 1 Vergleich der Korrelations-Koeffizienten					
Bezeichn.	Fallzahl	Freiheitsgrade	Korr.Koeff.	Schwellenwert	Signifikanz
M kl 18 J	28	26	0,4485	0,4785	n. s.
W gr 18 J	33	31	0,5628	0,4421	*
W	52	50	- 0,3915	-0,3541	*
Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 1 \%$.					

In der Rubrik W(eiblich) grösser 18 Jahre und W(eiblich) allgemein konnten wir beim Vergleich der Korrelationskoeffizienten mit den Schwellenwerten der Geigy-Tabellen feststellen, dass die Korr.Koeffizienten bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 1 \%$ signifikant von

Null verschieden sind. Das heisst, dass für weibliche Patienten ein Zusammenhang zwischen dem Alter und der Tibiatorsion besteht.

Eine Erklärung für diese Altersabhängigkeit wäre vielleicht darin zu finden, dass das weibliche Becken einen mit dem Alter stärker werdenden Einfluss auf die Beinstatik und den Beinachsenverlauf nimmt als das männliche. So wären die Angaben von Langhagl zu deuten, der als Ursache für die O-Bein-Entstehung und -Verschlimmerung bei Frauen im fortgeschrittenen Alter die postklinische Osteoporose angibt.

Für Männer konnte eine Altersabhängigkeit der Tibiatorsion nicht festgestellt werden.

Weiter sollte durch Modellstudien der Versuch unternommen werden, darüber Klarheit zu erhalten, ob ein Korrekturfaktor für den TTW eingeführt werden müsse, je nachdem ob O-Bein- oder X-Bein-Patienten vermessen werden sollen.

Schrems gibt für sein Messverfahren eine Genauigkeit von plus/minus 1 Grad an. Dabei ist zu berücksichtigen, dass er das Verfahren lediglich an 15 klinisch gesunden und beschwerdefreien Patienten überprüft hat. Bei der Übertragung des Verfahrens auf Patienten mit pathologischer Beinstatik kommen eine Reihe von Fehler-

möglichkeiten hinzu. Zu diesen gehören :

- 1) Befestigung des Fusses im Drehschuh, d.h.
Unmöglichkeit des absolut sicheren Festlegens des Fusses zur Ausschaltung der Beweglichkeit des unteren Sprunggelenkes.
- 2) Kniestreckung zur Erreichung der Schlussrotation.
- 3) Das Auffinden der Maleolenpunkte auf dem Röntgenbild und deren exakte Markierung.
- 4) Die Beindrehung in der Beinachse (s. u.).

Unsere Überlegung geht davon aus, dass es möglich ist, dieselbe Tibiatorsion sowohl am physiologischen als auch am pathologisch **verkrümmten** Bein zu finden.

Abb. 15 a .

Modelldarstellung des linken Beines.

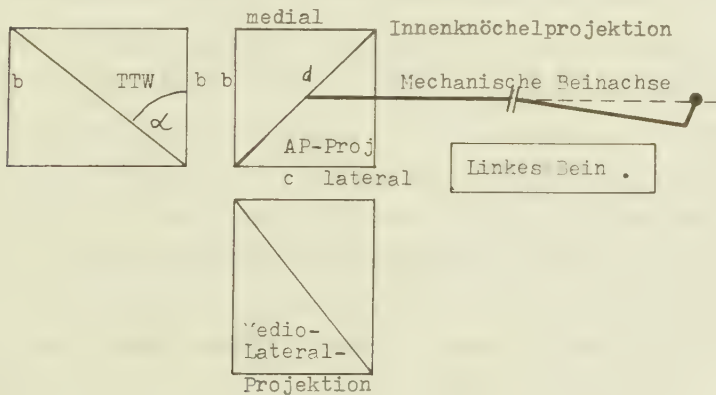
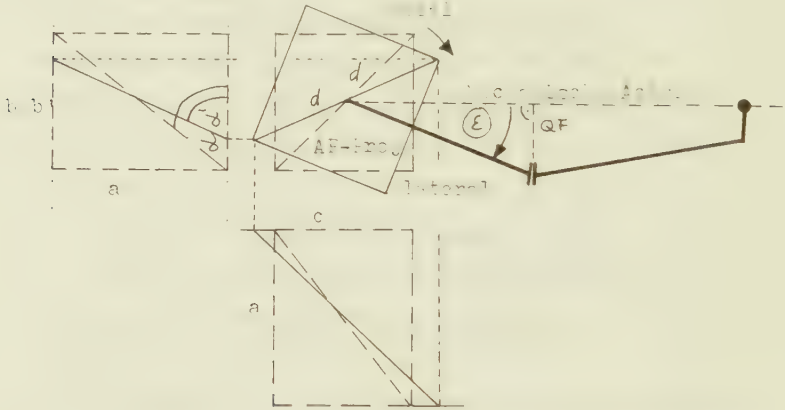


Abb. 15 b . Modellherstellung des kranken Beins bei O-Bein-Verkrümmung.



Beim Röntgen werden sich bei physiologischen Beinachsen die Grössen a , b und c - parallele Röntgenstrahlen vorausgesetzt - wie am Bein vorliegend abbilden (Abb.15 a).

Misst man nun ein O-Bein mit demselben TTW wie im physiologischen Fall, so tritt eine Änderung ein.

Beim physiologischen Bein liegen der Femurkopf, die Kniegelenksmitte und die Sprunggelenksmitte auf der mechanischen Achse. Beim O-Bein verlässt die Kniegelenksmitte die mechanische Achse und liegt lateral von dieser (Mikulicz, Abb. 15 b u. 16). Damit wird aber auch die Sprunggelenksachse mitverdrehen. Die Projektion der Malleolenpunkte ist in Abb. 15 b dargestellt. Während a sich nicht ändert, wird c grösser, b dagegen kleiner. Der

TTW vergrößert sich. Für X-Beine gilt genau das Gegenteil, der TTW wird kleiner. In den Abb. 35 bis 39 ist nur d gedreht eingezeichnet. Dies geschah der besseren Übersicht wegen.

In den Abb. 35 bis 39 und den Tab. 13 bis 17 sind die Ergebnisse dieses Modellversuches dargelegt.

Für die Darstellung der O- und X-Beine gingen wir bei O-Beinen vom Interkondylarabstand bei Knöchelschluss von 2, 4 und 6 Querfinger (QF) aus, was einer Variierung des Unterschenkels gegen die mechanische Beinachse von 4, 8 und 12 Grad entspricht. Dabei sind 2 QF Interkondylardistanz einer Abweichung des Kniegelenkes von der mechanischen Beinachse von 1 QF gleichzusetzen. Da 1 mittlere QF in etwa 2 cm sind und die mittlere Tibialänge 30 cm (31 cm bei Grunewald) beträgt, ergibt der eingeschlossene Winkel ϵ nach der Formel

$$\sin \epsilon = \frac{0,5 \times \text{Interkond.distanz}}{\text{Tibialänge}}$$

die Winkelwerte der Tab. 2 :

Tab. 2 .			
Varisierungs-Winkel (s. a. Abb. 15 b)			
2 QF	$\hat{=}$	$\sin \epsilon_1 = \frac{2}{30} = 0,0666$	entspricht 4 Grad
4 QF	$\hat{=}$	$\sin \epsilon_2 = \frac{4}{30} = 0,1300$	entspricht 8 Grad
6 QF	$\hat{=}$	$\sin \epsilon_3 = \frac{6}{30} = 0,2000$	entspricht 12 Grad

In den Abb. 35 bis 39 wurde nur graphisch ausgewertet.
Rechnerisch sind die einzelnen Strecken d , b' und c'
nach folgenden Formeln zu ermitteln :

$$\begin{aligned} 1) \quad d &= \sqrt{c_0^2 + b_0^2} \\ 2) \quad b' &= d \sin \delta \\ 3) \quad c' &= d \cos \delta \end{aligned}$$

Dies ist allerdings nicht notwendig, da die zeichnerischen Ungenauigkeiten der Abbildungen wegen der geringen Abweichungen der TFW nicht ins Gewicht fallen. Die Genauigkeit unserer Röntgen-Messbilder liegt bei $a \pm 2$ mm, $b \pm 2$ mm und $c \pm 2$ mm. Im physiologischen Fall ($a = b \Rightarrow TFW\alpha = 45$ Grad) ergibt das eine Fehlermöglichkeit von :

$a_{form} = 5$ cm	$a' = 5,2$ cm	$b' = 4,8$ cm
$b_{form} = 5$ cm	$b' = 4,8$ cm	$a' = 5,2$ cm
$tg \alpha = 1,0000$	$1,002$	$0,998$
$\alpha = 45$ Grad	47 Grad	43 Grad

Für die fehlerhafte Auswertung $a' = 5,2$ und $b' = 4,8$ cm bzw. $a' = 4,8$ cm und $b' = 5,2$ cm ergibt der $tg \alpha = \frac{a}{b} = 1,0000$, so dass diese Formeln nicht mehr anwendbar sind und neu berechnet werden.

Bei einem kleinen TFW von 20 Grad finden wir die Fehlergrenzen :

$a_{\text{norm}} = 1,8 \text{ cm}$	$a' = 3,0$	bis 1,6
$b_{\text{norm}} = 3,0 \text{ cm}$	$b' = 4,6$	bis 5,2
$\text{tg } \alpha = 0,3600$	$\text{tg}' 0,417$	0,308
$\alpha = 20 \text{ Grad}$	$\alpha' 23 \text{ Grad}$	17 Grad

Bei grossem TTW von 60 Grad stellen wir folgende Fehlergrenzen fest :

$a_{\text{norm}} = 8,7 \text{ cm}$	$a' = 8,9$	bis 8,5
$b_{\text{norm}} = 5,0 \text{ cm}$	$b' = 4,8$	bis 5,2
$\text{tg } \alpha = 1,7400$	$\text{tg}' 1,856$	1,636
$\alpha = 60 \text{ Grad}$	$\alpha' 62 \text{ Grad}$	58 Grad

Eine Gegenüberstellung der Fehlergrenzen beim Ausmessen von Röntgenbildern und der Varus- oder Valgusabweichung der Abb. 35 bis 39 zeigt deutlich, dass die Unterschiede der Werte vernachlässigbar sind :

Tab. 4			
TTW physiol.	45 Grad	20 Grad	60 Grad
Möglicher Zeichenfehler	47 - 43 Grad	23 - 17 Grad	62 - 58 Grad
Varusabweichung	49 Grad -	23 Grad -	63,6 Grad -
Valgusabweichung	41 Grad	18 Grad	58 Grad
(s. Abb. 35 bis 39)			

Für die X-Bein-Stellung in dem Modellversuch konnten wir von den O-Beinen nur die Winkelwerte 4, 8 und 12 Grad übernehmen.

Beschreibung der Abb. 35 bis 39 :

In der Abb. 35 a wurde ein TTW von 45 Grad angenommen, der einmal unter physiologischen Achsenbedingungen (= Norm 0°) sowie unter verschiedenen Varus- und Valgus-Beinachsenfehlstellungen - jeweils = 4, 8 und 12 Grad - untersucht werden sollte. Zwischen 12 Grad Varisierung und 12 Grad Valgisierung besteht ein Projektionsunterschied von 8 Grad (Varus = 49 Grad , Valgus = 41 Grad). Diese Werte liegen nur geringfügig über bzw. unter den Fehlergrenzen der Auswertung bei Röntgenbildern.

In der Abb. 36 a liegt der TTW bei 20 Grad. Die Abweichungen bei Varisierung betragen 23 Grad, bei Valgisierung 18 Grad. Diese Werte sind praktisch identisch mit den zeichnerischen Fehlergrenzen.

Bei Abb. 37 a liegt eine grosse Tibiatorsion von 60 Grad vor. Die Abweichung für Varisierung ist 64 Grad, für die Valgisierung 58 Grad im Extremfall. Auch hier gilt dasselbe wie für die Abb. 36 a. Das bedeutet, dass man die TTW-Werte bei Varus- oder Valgus-Stellung der Beine nicht korrigieren muss unter einer Bedingung, dass - wie die Abb. 38 a und 39 a zeigen- die Bedingung erfüllt ist, dass $c \leq b$ ist. Ist dies nicht der Fall (s. Abb. 39 a), so misst man bei einem Norm-TTW von 45 Grad bei Varisierung um 12 Grad 59 Grad, bei 12 Grad Valgi-

sierung 36 Grad. In solchen Fällen muss korrigiert werden. In der Klinik spielt diese Situation keine Rolle. Es handelt sich also nur um eine rein theoretische Überlegung.

Eine weitere Möglichkeit der Verprojektion könnte bei O-Bein, X-Bein, Genu recurvatum und bei Beugekontraktur bei der Drehung des Beines zur Einstellung des Röntgenstrahles auf die Femurkondylen bestehen. Dabei liegt - wie schon oben beschrieben - die Kniegelenksmitte nicht auf der mechanischen Achse. Auf dieser Längsachse liegen hier nur der Femurkopf und die Sprunggelenksmitte. (im Idealfall der Messung). Bei der Drehung zur Einstellung der Femurkondylen beschreibt das ausserhalb der Dreh- = mechanischen Beinachse liegende Knie einen Kreisbogen. (Abb. 16). Würde man das Bein um 360 Grad drehen, so erhielte man einen im Raum stehenden Kreis mit der Drehachse als Mittelpunkt. Es würde dabei ein Körper im Raum umschrieben, der aus zwei spitzwinkligen langen, auf ihren Grundflächen stehenden Kegeln mit der Beinachse als Längsachse bestehen würde (Abb. 16)

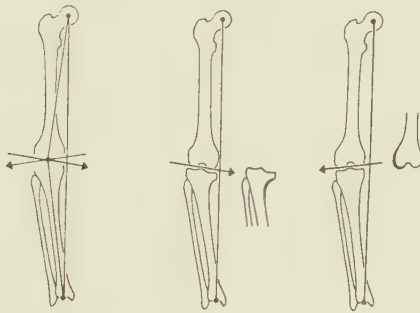
Abb. 16 .



Einer Drehung des Beines um diese Achse entspricht eine Tibiatorsions-Drehung um den Punkt O in den Abb. 35 - 39. Es wird deutlich, dass bei einer Drehung des Beines sich der TTW in dem gleichen Mass ändert, wie die Drehung des Beines bei der Einstellung auf die Femurkondylen. Das heisst, dass bei einer Innendrehung von 10 Grad der TTW um 10 Grad verkleinert wird und umgekehrt. Diese "Verkleinerung" oder "Vergrösserung" ändert allerdings nichts an der räumlichen Beziehung von Femurkondylenachse zu Sprunggelenksachse. Es wird also kein verfälschter TTW ermittelt. Bei der Einstellung des Röntgenstrahles auf die Femurkondylen bei starken Beinverkrümmungen sollte man als Drehachse die mechanische Beinachse = Traglinie benutzen. Dabei sind bei der Einstellung mehrere Korrekturen des Röntgen-Zentralstrahles erforderlich, da bei der Drehung des Kniegelenk aus der Bildmitte des Bildschirms wandert. Aus der Abstand der Röntgenröhre sollte immer auf 40 cm korrigiert werden.

Es wird in der Literatur angegeben, dass der TTW nur eine relative Grösse darstelle, da ja nur der Winkel zweier Gelenkachsen bzw. deren Projektionen in einer Ebene gemessen würde. Durch das Röntgen-Messverfahren nach Schrems wird dieser Bezug zu anatomischen Gegeben-

heiten durch die Einstellung auf die Femurkondylen und der Drehung in der mechanischen Beinachse hergestellt. Es wäre nun vorstellbar, dass eine weitere Fehlermöglichkeit in der Projektion dadurch entstehen könnte, dass die Femurkondylenachse - wie in Abb. 17 dargestellt - schräg und nicht horizontal verläuft.



Genu varum. Les mêmes critères servent à préciser le siège de l'ostéotomie correctrice.

Abb. 17 Schräge Femurkondylenachse .

In den Abb. 35 b bis 39 b wurde dieser Fall im Modell durchgeführt. Es wurde jeweils eine Schwenkung um 5 Grad nach kranial und kaudal durchgespielt. Da es nicht erforderlich war, alle Varus- und Valgus-Stellungen zu berücksichtigen, kamen nur die Femurkondylenachsen-Stellungen 0 Grad, Varus 12 Grad und Valgus 12 Grad zur Untersuchung. Die Ergebnisse sind aus den Abbildungen leicht zu ersehen. Es ändert sich lediglich in der

Medio-Lateral-Projektion die Grösse c , die ja nur 1
Konrollgrösse darstellt.

11 Diskussion

Die Arbeit von Adam hat gezeigt, dass die physiologische Tibiatorsion, gemessen nach dem Röntgenmessverfahren von Schrems, bei 45 bis 50 Grad liegt, bei Männern etwas niedriger (40 bis 45 Grad) und bei Frauen etwas höher (50 bis 55 Grad). Da wir dasselbe Röntgenmessverfahren verwendeten, lassen sich unsere Ergebnisse direkt mit denen von Adam vergleichen. Adam beschränkte sich auf klinisch gesunde und leicht pathologische Patienten. Extreme Beinverkrümmungen kamen bei der Autorin nicht zur Auswertung. Unser Patientengut besass ausschliesslich pathologische Beindeformitäten vom Typ des Genu varum. Dabei blieb das von Nicod beschriebene Pseudo-Genu-varum unberücksichtigt. Zum Pseudo-Genu-varum wird später Stellung genommen. Unsere Ergebnisse lassen beim Vergleich mit denen von Adam keine Tendenz zu einer charakteristischen Verschiebung der Tibiatorsion zu. Diese Verschiebung war aber vermutet worden. Wir hatten angenommen, dass für den Fall, dass zuerst ein Genu varum vorliegt, die Tibiatorsion der Kompensationsmechanismus wäre, mit dem die Fussachsen korrigiert würden. Diese Verschiebung kann nur andeutungsweise für Frauen festgestellt werden wie die statistische Auswertung der Korrelationskoeffizienten ergab (s. Tab. 10 - 12 u. Abb. 25 - 34). Die Abhängigkeit der Tibiatorsion vom Alter bei Frauen kann nur durch die Feststellung von Langhagl erklärt werden, dass bei Frauen die postklimak-

terische Osteoporose Auswirkungen auf die Unterschenkel-
form habe in der Art, dass sich ein Genu varum bildet bzw.
ein schon bestehendes verschlimmert. Unsere Ergebnisse
bestätigen dies.

Kritisch muss festgestellt werden, dass sowohl Adams wie
auch unsere eigenen Werte aus "Momentaufnahmen bzw. -mes-
sungen" gewonnen wurden, die nur eine Aussage über die
im Augenblick der Messaufnahme vorliegenden Torsions-
verhältnisse und ihre Abweichung von der physiologi-
schen Norm ermöglichen. Um eine Veränderung der Tibia-
torsion speziell auch im Wachstumsalter verfolgen zu
können, ist es notwendig, den Patienten alle 1 bis 2
Jahre einer Röntgenkontrolle zu unterziehen, bei der
neben Aufnahmen nach Schrems auch Beinganzaufnahmen
Beckenübersicht- und AT-Aufnahmen angefertigt und ausge-
wertet werden müssten. Wegen der nicht unerheblichen
Strahlenbelastung besonders des jugendlichen Patien-
ten ist dieser Weg allerdings nur schwerlich zu vertreten.

Von Nicod wurde das Pseudo-Genu-varum bzw. Pseudo-
Genu-valgum erörtert. Die vorläufigen Kriterien der
"Pseudo"-Abweichungen gibt er so an :

- 1) Es besteht beim Jugendlichen eine Abhängigkeit
der Beckenbreite zum Kniegelenk, z.B. kann bei
Mädchen ein Pseudo-Genu-valgum entstehen, wenn

der diaphysäre Winkel wie beim Erwachsenen ist, obwohl sich das Becken noch nicht verbreitert hat.

- 2) Der CCD-Winkel beeinflusst die klinische Morphologie des Knies in der Art, dass z.B. ein Varus des CCD-Winkels ein Genu varum bewirkt.
- 3) Abweichungen vom horizontalen Plateau des Halls begünstigen z.B. ein Pseudo-Genu-valgum.

Das Phänomen des Pseudo-Genu-varum fand bei unseren Messungen keine Berücksichtigung, da wir die Patienten allein aufgrund des klinischen Befundes einer Beinverkrümmung vermessen, ohne eine Gesamtaufnahme der beiden unteren Extremitäten anfertigen zu lassen. Nicod stellt dem klinischen Befund den röntgenologischen gegenüber. Über eine Auswirkung der Pseudo-Verkrümmung des Beines auf die Tibiatorsion lässt sich mit diesem Verfahren keine Aussage machen. Wir halten es deshalb für notwendig, bei weiteren Forschungen im Interesse der Erfassung sowohl der statischen wie auch der Tibiatorsions-Verhältnisse eine Serie von Röntgenmessaufnahmen anzufertigen, die enthalten muss :

Sprunggelenksaufnahme nach Schrems in zwei Ebenen,
Gesamtaufnahme beider Beine im Stand (s. Nicod),
Beckenübersichts- und AT-Aufnahme.

"Während der tropometrische Winkel der Tibia beim menschlichen Foetus noch Null Grad beträgt, beginne in den ersten Lebensmonaten die Torsion (Le Damany). Die endgültige Torsion wird in den ersten Lebensjahren erworben (Dupuis). Im Schulalter sei keine wesentliche Änderung der Torsion mehr zu erwarten (v. Lanz, Hutter)!(Zit. s. S. 22).

Unsere Ergebnisse lassen Aussagen über die Tibiatorsion erst ab einem Alter von 3 1/2 bis 4 Jahren zu, da ab diesem Zeitpunkt das Sprunggelenk röntgenologisch zur Darstellung und Auswertung gebracht werden kann. Zudem muss darauf hingewiesen werden, dass die Verfahren zur Ermittlung der Tibiatorsionswerte bei den oben zitierten Autoren anders sind als bei uns. Unsere Werte lassen - aufgeschlüsselt nach männlich, weiblich, kleiner 18 Jahre und grösser 18 Jahre - den Schluss zu, dass sich die Tibiatorsion im Laufe des Lebens im statistischen Mittel nicht mehr ändert. Lediglich bei weiblich besteht die - wenn auch nur statistisch-rechnerische - Abhängigkeit von Tibiatorsion und Alter. Bei der Beurteilung muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass sich die Aussagen des obigen Zitats vornehmlich auf physiologische Beinachsenverhältnisse beziehen, während wir durchweg pathologische Fälle untersuchten. Insofern darf man unsere Ergebnisse derart interpretieren, dass die einmal in

der frühen Kindheit erworbene wenn auch pathologische Tibiatorsion über längere Zeit, wenn nicht sogar für das ganze Leben bestehen bleibt. Interessant wäre in diesem Zusammenhang eine weiter oben erwähnte röntgenologische Langzeitüberwachung mittels der im vorletzten Abschnitt angeführten Röntgenmessverfahren. Eine solche Langzeituntersuchung könnte die obige Interpretation erhärten und wertvolle Aufschlüsse über Veränderungen der Tibiatorsion speziell vom Schulanfang bis zur Beendigung des Wachstums geben.

Wir können also sagen, dass die Aussage, die Tibiatorsion ändere sich ab einer bestimmten Zeit nicht mehr, mit der Einschränkung bestätigen, dass sie bei Frauen streng genommen nicht zutrifft.

"Brandt hält es für wahrscheinlich, dass der Fuss zuerst deformiert wird, da er im Tragsystem des Körpers am schwächsten ausgebildet ist." "In vielen Fällen dürfe man annehmen, dass eine vorzeitige Belastung der Beine beim Laufenlernen des Kindes in einem Wachstumsstadium, das den Anforderungen des aufrechten Ganges noch nicht gewachsen ist, die Ursache für Beindeformitäten darstellt." (Zit. s. S. 7).

Da wir mit dem Schrems'schen Röntgenmessverfahren erst nach dem Laufenlernen eine Auswirkung der Beindeformität

auf die Tibiatorsion feststellen können, ab dem 4. Lebensjahr aber keine Änderung des statistischen Mittelwertes in unseren Ergebnissen erkennbar ist, liegt der Schluss nahe, dass die Einstellung der Tibiatorsion, auch der pathologischen, in der Zeit zwischen der Geburt und dem 4. Lebensjahr vor sich geht.

Da die Tibiatorsion ab dem gerade genannten Zeitpunkt keiner grösseren Änderung unterliegt, wenn sie sich einmal - auch pathologisch - eingestellt hat, die Patienten aber trotzdem mit einwärtsgedrehten Beinen gehen können, muss ein bestimmter Kompensationsmechanismus existieren, der bei Genu varum das Gehen ermöglicht.

Pauwels hält das Bein für einen idealen Leichtbau, bei dem das Ideal der grössten Festigkeit bei geringstem Materialaufwand verwirklicht sei. Dies gilt für das gesunde Bein. Treten allerdings pathologische Umstände wie Muskelinsuffizienz oder ein zu hoher Muskeltonus bzw. eine verringerte Knochenfestigkeit auf, so ist leicht einzusehen, dass von den Beingelenken das Fussgelenk das komplizierteste und damit anfälligste ist. Wir teilen nicht die Meinung Brandts, dass das Fussgelenk im Tragsystem des Körpers von vornherein am schwächsten ausgebildet sei. Es ist eher wegen seiner Kompliziertheit etwas anfälliger für Veränderungen in Rahmen pathologischer Vorgänge.

Da wir bei mehreren unserer Patienten Knick- und Knick-Platt-Füße vorfanden, halten wir es für sehr wahrscheinlich, dass im Fuss ein Kompensationsmechanismus wirksam wird, wenn eine Beinverkrümmung vorliegt. Inwieweit auch das Hüftgelenk dabei eine Rolle spielt, muss in weiteren Forschungen über den Kompensationsmechanismus bei Genu varum im Fuss- bzw. Hüftgelenk zu klären versucht werden. Wir schlagen für weitere Untersuchungen von Genu varum- und Genu valgum-Patienten Langzeit-Serien-Röntgen-Untersuchungen in der weiter oben beschriebenen Weise vor.

12 Zusammenfassung

Das O-Bein stellt eine seitliche Verkrümmung des Beines nach lateral dar. Dabei klaffen bei Knöchelschluss die Femurkondylen.

Bei normaler Beinentwicklung geht das physiologische O-Bein des Neugeborenen ab dem dritten Lebensjahr in ein überkompensiertes physiologisches X-Bein über, um sich erst in der Pubertät auf die normalen Beinachsen einzustellen.

Für die Entstehung des pathologischen O-Beines gibt es symptomatische Ursachen im Rahmen von Grunderkrankungen wie z.B. Rachitis oder M. Paget, kompensatorische Ursachen z.B. bei Reitern infolge Überlastung des Kniegelenkes und idiopathische Ursachen in Form von Ossifikationsstörungen.

Eine Auswirkung der Varus-Stellung des Beines bei Innendrehung des Unterschenkels auf die Tibia war vermutet worden. Sie ist statistisch gesehen nicht nachweisbar. Die pathologischen und physiologischen Mittelwerte sind praktisch identisch.

Das Verfahren zur Bestimmung der Tibia-Torsion wurde beschrieben, die Ergebnisse dargelegt und diskutiert.

Eine Betrachtung über mögliche Projektionsänderungen

und -fehler bei Genu varum und Genu valgum wurde anhand eines Modellversuches durchgeführt.

Die aus den Abb. 35 bis 39 ermittelten Daten haben ergeben, dass unter der Voraussetzung der Möglichkeit eines gleichen TTW bei normalen und pathologischen Beinachsen sich bis zu einem Bereich von 12 Grad Varisierung und 12 Grad Valgisierung nur im Bereich des ohnehin nicht vermeidbaren Messfehlers des TTW ändert, also vernachlässigt werden darf. Dies gilt nur unter der Voraussetzung, dass die Grösse c nicht grösser als a bzw. b wird, was im klinischen Bereich kaum vorkommen dürfte. Erst dann wären die Abweichungen so gross, dass man korrigieren müsste.

Wir kommen zu der Auffassung, dass die Kompensation des klinisch feststellbaren Innendrehfehlers des Unterschenkels im Bandapparat des Fusses zu suchen ist, da sich der Drehfehler nicht in Form einer TTW-Änderung vom physiologischen Mittelwert äussert.

Abschliessend ist zu sagen, dass man im Rahmen der Erforschung der Beinverkrümmungen und Torsionen weitere Untersuchungen speziell über das Genu valgum, über Fussdeformitäten und deren möglichen Zusammenhang mit der Tibiatorsion durchführen sollte.

Es sei hierbei auf ein Datenschema (Abb. 40)

im Anhang (Abschnitt 14) hingewiesen, das Rubriken für die wichtigsten Daten zur klinischen und röntgenologischen Erfassung von Beindeformitäten enthält, die uns für eine statistische Auswertung und die Verbindung zur klinischen Untersuchung als wichtig erschienen.

13 Literaturverzeichnis

- 1 Adam, G. : Eine röntgenologische Reihen-
untersuchung der Tibiotorsion.
Thrug. Diss. , Erlangen 1973.
- 2 Baumgartl, F. : Das Kniegelenk .
Springer Berlin- Göttingen-Hei-
delberg , 1964 .
- 3 Brandard, F. : Das Genu valgum 1. Teil .
Ferd. Enke , Stuttg. , 1932
- 4 Brandt, S. : Die Bedeutung der Torsion für
Deformitätenentstehung .
Z. orthop. Chir. BH 43 (1928)
423-427.
- 5 Brandt, F. : Zur Entstehung der Beindefor-
mitäten (Genu varum und valgum) .
Arch. f. orthop. Unfallchir.
Bd. XXV (1927) 248-257 .
- 6 Debrunner, A.M. : Biomechanische Wirkungen der post-
traumatischen Achsenfehler der unter-
en Extremität.
In Müller, K.E. : Posttraumatische
Achsenfehlstellungen an den unteren
Extremitäten .
Hans Huber Bern-Stuttg. 1967 .
- 7 Documents Geigy : Wissenschaftliche Tabellen .
7. Aufl. Basel 1969 .
- 8 Dupuis, F.V. : La torsion tibiale .
Masson Paris, 1951 .
- 9 Grunowald, J. : Die Beziehungen zwischen der Form
und der Funktion der Tibia und Fibula
des Menschen und einiger Menschen-
affen.
Z. orthop. Chir. 35 (1916) 175 .

- 10 Hohmann, G. : Fuss und Bein .
J.F. Bergmann München, 1923 .
- 11 Jentschura, G. : Ursachen und Behandlung der fehlerhaften Unterschenkel torsion .
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 49. Kgr. (1961) 205-208 .
- 12 Kyselka, R. : Die Unterschenkel torsion beim Knickfuss.
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 49. Kgr. (1961) 208-210 .
- 13 Lanz-Wachsmuth : Praktische Anatomie Bein und Statik
Bd. I/4 .
Verlag J. Springer, Berlin 1938
- 14 Langhagl, J. : Das O-Bein .
In Matzen, P.F. : Lehrbuch der Orthopädie II, Spez. Teil.
VEB Verlag Volk und Gesundheit.
Berlin 1967 .
- 15 Le Damany, P. : La torsion du tibia normale, pathologique et experimental.
J. Anat. (Paris) 45 (1909) 598 .
- 16 Le Damany, P. : Les torsions osseuses.
J. Anat. Physiol. 313-337, 426-450, 534-545 (1903).
- 17 Ledermann, K.L. : Die physiologischen Achsen der unteren Extremität.
In Müller, M.E. : Posttraumatische Achsenfehlstellungen an den unteren Extremitäten.
Hans Huber, Bern-Stuttgart, 1967 .
- 18 Mikulicz, J. : Über individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen.
Arch. Anat. Physiol. (1878), 351-404.

14 A U B C D E

Tab. 5 a

Patientengut

Männer		T1W		T2W		T3W	
		re	li	re	li	re	li
1	24. 5.54	61	/ -	90	/ -	83	/ -
2	4. 2.43	41	/ -	95	/ 95	81	/ 82
3	25. 1.51	27	/ 24	100	/ 93	81	/ 80
4	14. 3.53	-	/ 27	-	/ 90	-	/ 81
5	13. 4.59	33	/ -	95	/ -	80	/ -
6	20. 5.42	45	/ 45	97	/ 97	80	/ 80
7	25. 9.65	53	/ 28				
8	30. 4.66	26	/ 27				
9	1. 6.46	62	/ 56	94	/ 95	81	/ 81
10	14. 1.67	42	/ 35				
11	27. 2.58	41	/ 37	95	/ 95	83	/ 70
12	3.10.25	61	/ -	96	/ -	79	/ -
13	16. 3.46	42	/ 44	95	/ 96	81	/ 81
14	27. 7.68	27	/ 31	92	/ 92	77	/ 86
15	4. 9.65	34	/ 34				
16	19. 5.51	51	/ 40	111	/ 100	81	/ 70
17	14. 4.54	41	/ -	94	/ -	80	/ -
18	4. 5.24	-	/ 10	-	/ 105	-	/ 84
19	4. 7.63	14	/ -	95	/ -	83	/ -
20	7. 9.51	-	/ 44	-	/ 92	-	/ 83
21	28. 9.55	23	/ 33	108	/ 95	80	/ 80
22	12.12.52	18	/ -	93	/ -	83	/ -
23	19. 2.45	61	/ 48	95	/ 97	83	/ 84

Tab. 5 b

Männer		TGW		TGF		TFF	
		re	li	re	li	re	li
24	6. 6.35	64	/ 50				
25	28. 2.59	50	/ 59	97	/ 94	81	/ 81
26	1. 5.49	33	/ -				
27	30. 1.61	35	/ -	97	/ -	82	/ -
28	28.10.57	47	/ 36			77	/ -
29	11. 1.13	-	/ 34	-	/ 93	-	/ 86
30	13. 8.34	50	/ 33	94	/ 93	83	/ 82
31	19. 2.52	45	/ -	97	/ -	83	/ -
32	3. 8.11	39	/ 37	94	/ 102	81	/ 85
33	16. 2.16	-	/ 45	-	/ 95	-	/ 86
34	2.10.43	48	/ 36				
35	4.12.57	54	/ 38				
36	30. 8.10	45	/ 31	98	/ 97	80	/ 82
37	12.12.55	51	/ -	95	/ -	87	/ -
38	11. 9.47	25	/ 35	94	/ 96	80	/ 81
39	14. 7.58	67	/ 52				
40	24. 8.58	44	/ -	93	/ -	84	/ -
41	19.10.64	-	/ 26				
42	12. 6.33	47	/ -	96	/ -	82	/ -
43	24.11.63	25	/ 56	97	/ 96	87	/ 86
44	4.10.20	29	/ 31	96	/ 92	81	/ 79
45	11. 2.38	45	/ 46	97	/ 93	82	/ 81
46	3. 7.99	-	/ 27				
47	4.10.61	22	/ -				

Tab. 5 c

Männer		STW	STW	STW	
		re	li	re	li
48	4. 4.53	29 / -			
49	3. 4.26	42 / -	100 / -	80 / -	
50	13.10.52	41 / 47			
51	28. 4.54	53 / 40	99 / 99	80 / 79	
52	6. 8.47	54 / -	96 / -	78 / -	

Tab. 5 d

Höhe		STW		FHW		BHW	
		re	li	re	li	re	li
1	11.11.60	50	/ -				
2	24. 8.69	32	/ -	93	/ -	99	/ -
3	18.12.36	46	/ 36	96	/ 95	80	/ 81
4	31. 1.63	45	/ 45	94	/ 93	81	/ 83
5	23. 4.52	60	/ 55	99	/ 101	85	/ 87
6	27. 7.25	55	/ 53	95	/ 97	80	/ 80
7	22.11.54	54	/ 57	94	/ 94	83	/ 87
8	16. 2.62	32	/ -				
9	1.10.58	58	/ -	100	/ -	77	/ -
10	20. 7.64	55	/ 45				
11	6. 4.09	-	/ 44	-	/ 96	-	/ 80
12	26.10.58	-	/ 49	-	/ 93	-	/ 83
13	5. 6.55	61	/ 66	98	/ 96	84	/ 86
14	7. 2.49	54	/ -				
15	30.11.61	61	/ 66	95	/ 93	84	/ 84
16	20. 4.17	32	/ 25	102	/ 96	81	/ 81
17	19. 2.20	38	/ -	94	/ -	80	/ -
18	22. 5.20	60	/ -	102	/ -	83	/ -
19	26. 6.56	45	/ 47	90	/ 106	87	/ 80
20	17. 7.55	44	/ 43	104	/ 104	82	/ 80
21	27.12.60	-	/ 64	-	/ 90	-	/ 89
22	27. 3.52	52	/ -	94	/ -	84	/ -
23	15. 4.36	42	/ 44	90	/ 94	80	/ 80

Tab. 5 e

Frauen		NTM	TM	TM
		80 11	81 11	82 11
24	8.12.61	50 / 61	92 / 96	11 / 37
25	9. 8.28	53 / 43	99 / 95	60 / 61
26	12.11.28	25 / -	94 / -	70 / -
27	26.12.55	67 / 65	94 / 95	82 / 82
28	21. 5.45	18 / 39	100/100	91 / 91
29	30. 1.17	41 / -	100/ -	70 / -
30	29.12.61	60 / -	95 / -	81 / -
31	27. 4.50	55 / 50	95 / 95	84 / 84
32	29. 9.62	44 / 53	97 / 96	81 / 87
33	8.12.45	54 / 53	95 / 93	92 / 87

Tab. 6 a

	RAABE GES.	RAABE M	RAABE W	GESUND GES. (Adam)
Alter				
Anzahl d. Worte	132	80	52	8
Mittelwert $\bar{x}$	26,8 J.	25,6 J	27,3 J	37,0 J
Standardabweich.	16,3 J.	16,3 J	16,5 J	14,5 J
Minimumwert x	6,0 J	6,0 J	6,0 J	13,0 J
Maximumwert x	75,0 J	75,0 J	65,0 J	76,0 J
ITW				
Anzahl d. Worte	132	80	52	33
Mittelwert $\bar{x}$	44,4 ⁰	41,0 ⁰	49,7 ⁰	47,7 ⁰
Standardabweich.	12,1 ⁰	12,1 ⁰	10,3 ⁰	11,7 ⁰
Minimumwert x	10,0 ⁰	10,0 ⁰	25,0 ⁰	25,0 ⁰
Maximumwert x	67,0 ⁰	67,0 ⁰	67,0 ⁰	77,0 ⁰
ETW				
Anzahl d. Worte	103	55	47	
Mittelwert $\bar{x}$	96,3 ⁰	96,2 ⁰	96,3 ⁰	
Standardabweich.	3,5 ⁰	3,6 ⁰	3,5 ⁰	
Minimumwert x	90,0 ⁰	92,0 ⁰	90,0 ⁰	
Maximumwert x	111,0 ⁰	111,0 ⁰	106,0 ⁰	
FBW				
Anzahl d. Worte	104	57	47	
Mittelwert $\bar{x}$	72,3 ⁰	82,0 ⁰	82,6 ⁰	
Standardabweich.	2,8 ⁰	2,3 ⁰	3,2 ⁰	
Minimumwert x	77,0 ⁰	77,0 ⁰	77,0 ⁰	
Maximumwert x	99,0 ⁰	97,0 ⁰	99,0 ⁰	

Tab. 6 b

GESUND M (Adam)	GESUND W (Adam)	NUR RECHTS	NUR LINKS	EINSFITTIG
58 36,6 J 14,5 J 13,0 J 74,0 J	30 37,8 J 14,8 J 13,0 J 76,0 J	75 25,9 J 15,3 J 6,0 J 64,0 J	57 27,9 J 17,7 J 6,0 J 75,0 J	85 27,5 J 17,0 J 6,0 J 75,0 J
58 40,6° 11,1° 28,0° 73,0°	30 50,0° 10,8° 26,0° 70,0°	75 45,9° 12,1° 14,0° 67,0°	57 42,5° 12,0° 10,0° 65,0°	85 43,4° 12,9° 10,0° 67,0°
		59 96,5° 3,5° 96,0° 111,0°	44 95,9° 3,5° 90,0° 106,0°	67 96,2° 3,8° 90,0° 111,0°
		60 82,1° 3,1° 77,0° 98,0°	44 82,5° 2,4° 78,0° 89,0°	67 82,4° 3,1° 77,0° 78,0°

Tab. 7

Statistische Auswertung : Mittelwerte

GESAMT

Nr.	NAME	ANZ.	MITTELMERT	STANDABW.	SCHIEFE	MIN.WERT	MAX.WERT	KONF.BEREICH FUER P=0.01	KONF.BER. 1211+0+2 P=0.05
1	132	69.7424	38.3313	0.0250	1.0000	132.0000	57.6899	73.7950	59.1429
2	132	26.8333	10.3678	1.0000	3.0000	75.0000	23.4632	30.2534	24.0221
3	132	1.3939	0.4935	0.4391	1.0000	2.0000	1.2909	1.4970	1.3095
4	132	4.4447	12.1557	-0.2043	1.0000	67.0000	41.0303	47.0096	42.3341
5	103	99.2821	3.0472	1.9404	90.0000	111.0000	95.1395	97.1347	95.0030
6	104	82.2596	2.7834	1.9452	77.0000	98.0000	91.5435	82.4703	81.7101
									62.0000
									72.3820
									23.6443
									1.4754
									45.3301
									95.0000
									62.0000

Tab. 8

Statistische Auswertung : Mittelwerte

WEIBLICH

Nr.	NAME	ANZ.	MITTELMERT	STANDABW.	SCHIEFE	MIN.WERT	MAX.WERT	KONF.BEREICH FUER P=0.01	KONF.BEREICH FUER P=0.05
1	52	1.445735	0.40121	-1.3075	12.0000	132.0000	97.1510	112.0020	99.0900
2	52	27.1923	16.5423	0.8835	6.0000	65.0000	21.0540	33.3306	22.5859
3	52	2.0000	0.0000	0.0000	2.0000	2.0000	2.0000	2.0000	2.0000
4	52	4.447115	1.43435	-0.4526	23.0000	67.0000	45.8712	53.5519	46.6302
5	47	99.3191	3.56208	1.8873	90.0000	106.0000	94.9392	97.9991	95.2354
6	47	82.5705	3.2554	2.4443	77.0000	98.0000	82.2966	83.4304	81.6106
									83.0000
									110.1870
									31.7978
									2.0000
									52.9528
									97.3521
									83.0000

Tab. 9

Statistische Auswertung : Mittelwerte

MÄNNLICH

NR.	WERT	ANZ.	MITTELWERT	STANDARDABW.	SCHIEFE	MIN.WERT	MAX.WERT	KONF.BEREICH FUER P=0,01	KONF.BEREICH FUER P=0,05
1	84	43.5000	23.2279	-0.0000	1.0000	80.0000	33.6424	47.3576	35.3285
2	84	25.6000	16.2974	1.1106	6.0000	75.0000	21.7935	31.4065	22.9753
3	84	1.0000	0.0000	0.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
4	84	41.0250	12.0736	-0.0681	10.0000	67.0000	37.4620	44.5880	30.3361
5	55	95.2143	3.0358	2.0862	92.0000	111.0000	94.9176	97.5110	95.2404
6	57	83.0000	1.3223	0.4073	77.0000	87.0000	81.1796	82.0202	81.3818

Drei Korrelations-Koeffizienten-Matrizen.
(S. S. 45)

KORRELATIONS-KOEFF.-MATRIX <table> <tr> <th>1</th><th>2</th><th>3</th></tr> <tr> <td>1 1.0000 (52)</td><td></td><td></td></tr> <tr> <td colspan="3">**</td></tr> <tr> <td colspan="3"> $\begin{bmatrix} 2 -0.3915 & 1.0000 \\ (52) & (52) \\ ** & ** \end{bmatrix}$ </td></tr> <tr> <td>3 0.1796 -0.1203 1.0000 (47) (47) (47)</td><td></td><td></td></tr> <tr> <td>-</td><td>-</td><td>**</td></tr> </table>	1	2	3	1 1.0000 (52)			**			$\begin{bmatrix} 2 -0.3915 & 1.0000 \\ (52) & (52) \\ ** & ** \end{bmatrix}$			3 0.1796 -0.1203 1.0000 (47) (47) (47)			-	-	**	KORRELATIONS-KOEFF.-MATRIX <table> <tr> <th>1</th><th>2</th><th>3</th></tr> <tr> <td>1 1.0000 (33)</td><td></td><td></td></tr> <tr> <td colspan="3">**</td></tr> <tr> <td colspan="3"> $\begin{bmatrix} 2 -0.5628 & 1.0000 \\ (33) & (33) \\ ** & ** \end{bmatrix}$ </td></tr> <tr> <td>3 -0.0652 -0.0982 1.0000 (32) (32) (32)</td><td></td><td></td></tr> <tr> <td>-</td><td>-</td><td>**</td></tr> </table>	1	2	3	1 1.0000 (33)			**			$\begin{bmatrix} 2 -0.5628 & 1.0000 \\ (33) & (33) \\ ** & ** \end{bmatrix}$			3 -0.0652 -0.0982 1.0000 (32) (32) (32)			-	-	**	KORRELATIONS-KOEFF.-MATRIX <table> <tr> <th>1</th><th>2</th><th>3</th></tr> <tr> <td>1 1.0000 (28)</td><td></td><td></td></tr> <tr> <td colspan="3">**</td></tr> <tr> <td colspan="3"> $\begin{bmatrix} 2 0.4485 & 1.0000 \\ (28) & (28) \\ ** & ** \end{bmatrix}$ </td></tr> <tr> <td>3 0.3143 0.1310 1.0000 (12) (12) (12)</td><td></td><td></td></tr> <tr> <td>-</td><td>-</td><td>**</td></tr> </table>	1	2	3	1 1.0000 (28)			**			$\begin{bmatrix} 2 0.4485 & 1.0000 \\ (28) & (28) \\ ** & ** \end{bmatrix}$			3 0.3143 0.1310 1.0000 (12) (12) (12)			-	-	**
1	2	3																																																						
1 1.0000 (52)																																																								
**																																																								
$\begin{bmatrix} 2 -0.3915 & 1.0000 \\ (52) & (52) \\ ** & ** \end{bmatrix}$																																																								
3 0.1796 -0.1203 1.0000 (47) (47) (47)																																																								
-	-	**																																																						
1	2	3																																																						
1 1.0000 (33)																																																								
**																																																								
$\begin{bmatrix} 2 -0.5628 & 1.0000 \\ (33) & (33) \\ ** & ** \end{bmatrix}$																																																								
3 -0.0652 -0.0982 1.0000 (32) (32) (32)																																																								
-	-	**																																																						
1	2	3																																																						
1 1.0000 (28)																																																								
**																																																								
$\begin{bmatrix} 2 0.4485 & 1.0000 \\ (28) & (28) \\ ** & ** \end{bmatrix}$																																																								
3 0.3143 0.1310 1.0000 (12) (12) (12)																																																								
-	-	**																																																						
Tab. 10 s. Abb. 27 u. 28 Weiblich	Tab. 11 s. Abb. 29 u. 30 W grösser 18 Jahre	Tab. 12 s. Abb. 31 u. 32 M kleiner 18 Jahre																																																						

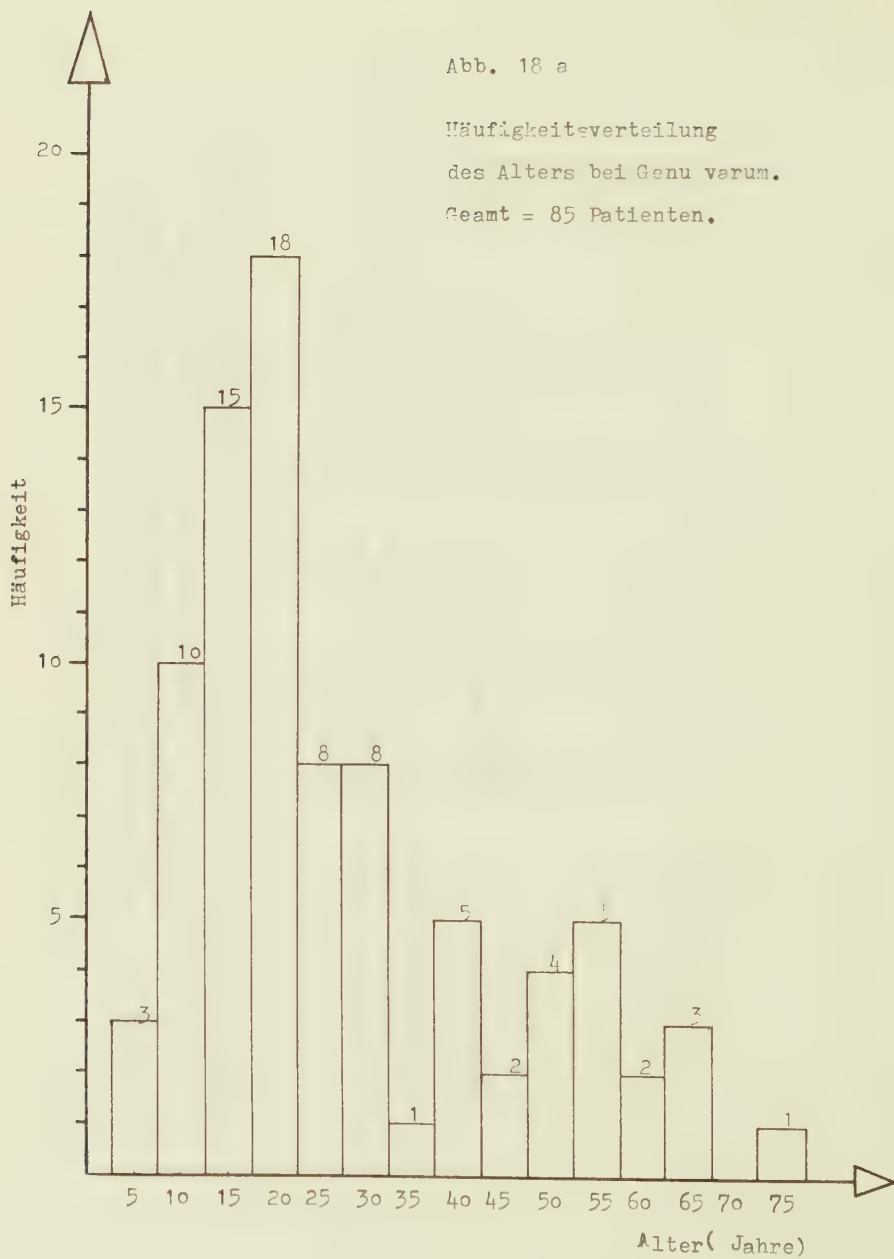
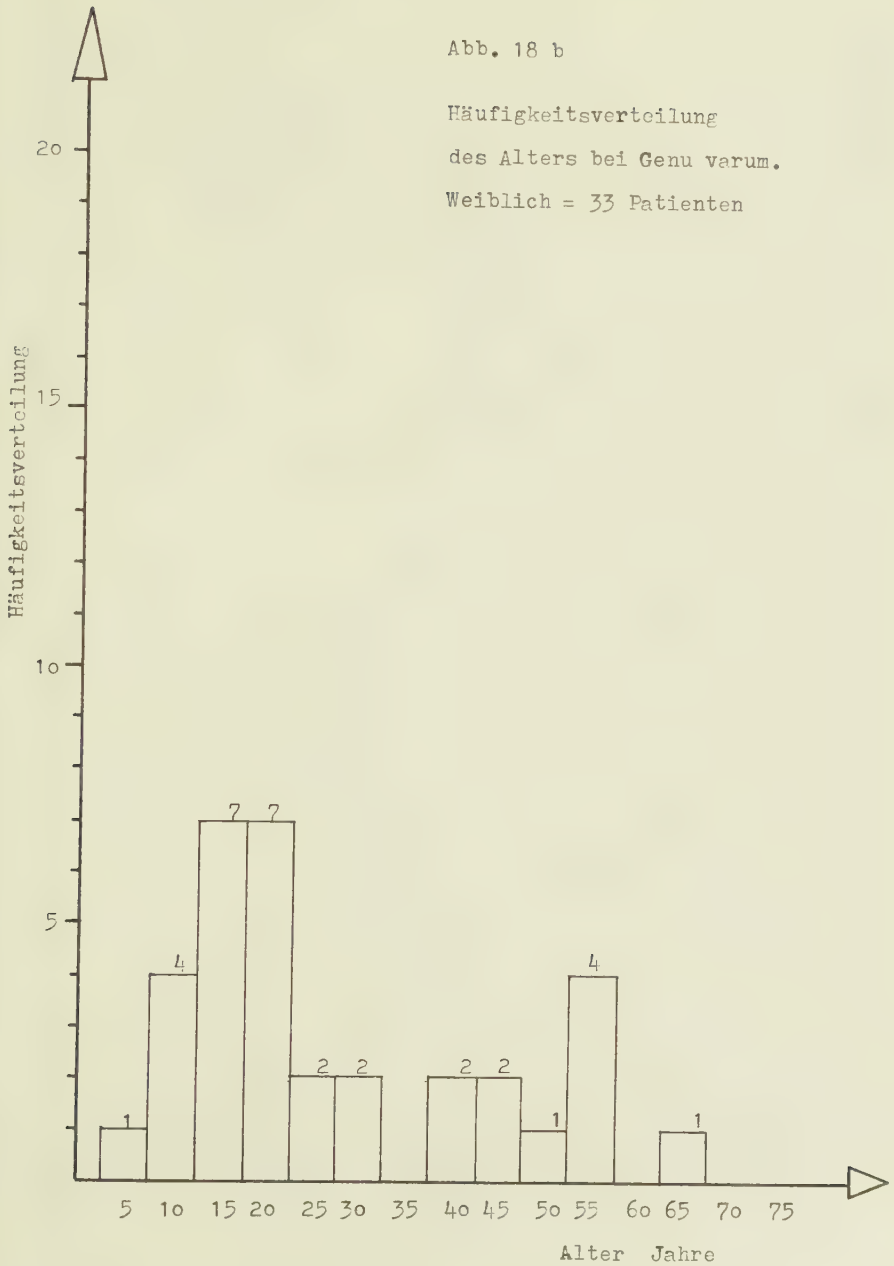


Abb. 18 b

Häufigkeitsverteilung
des Alters bei Genu varum.

Weiblich = 33 Patienten



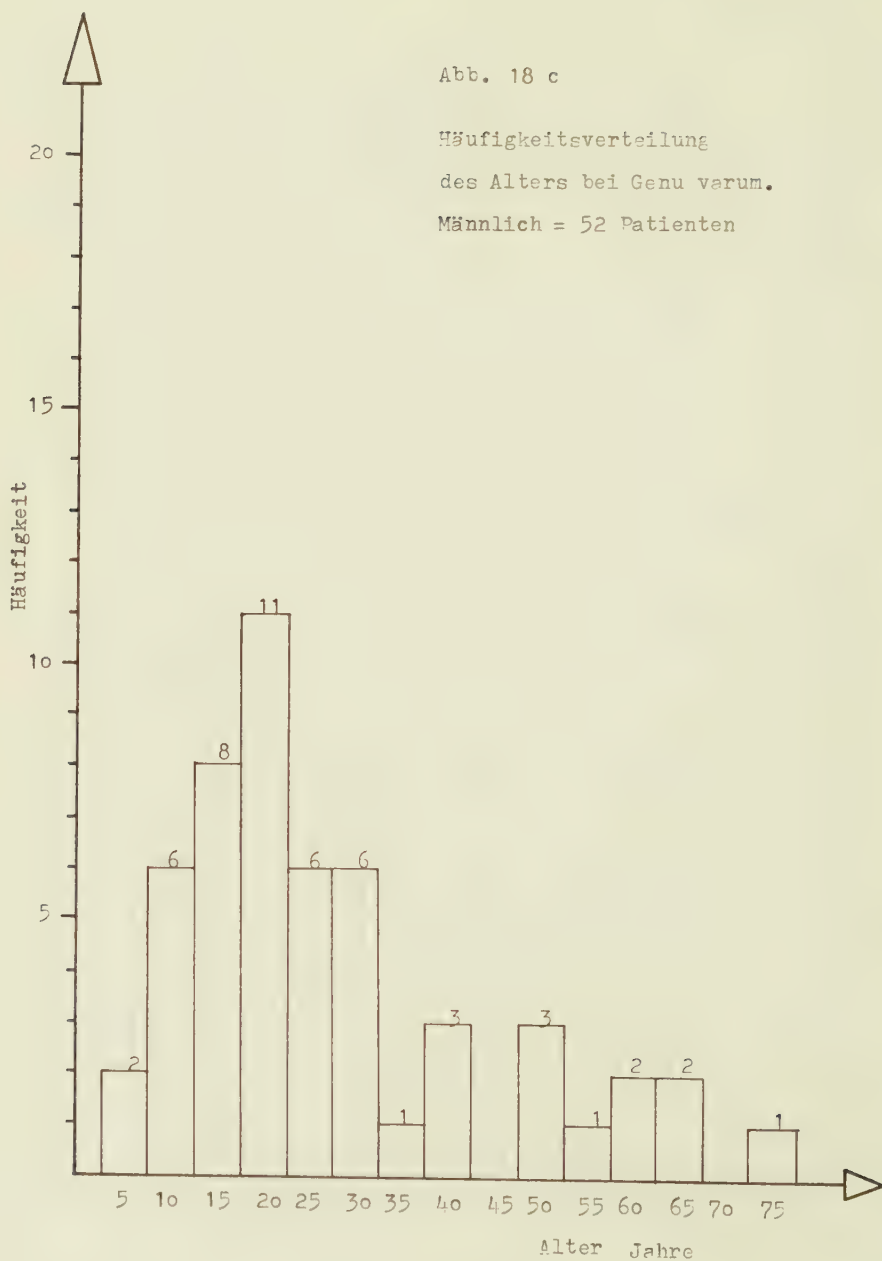


Abb. 19

Häufigkeitsverteilung

bei Genu varum.

Gesamt : 85 Pat.

Häufigkeit

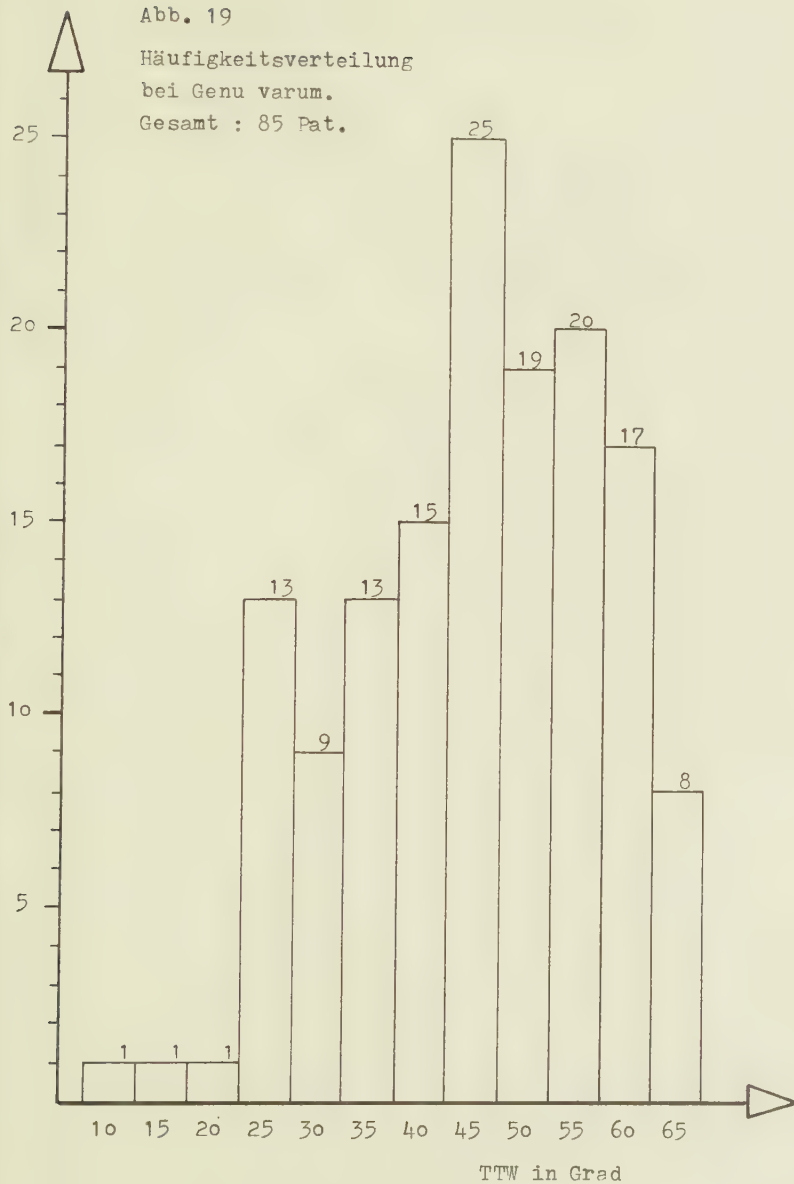


Abb. 20

Häufigkeitsver-
teilung bei
Genu varum .
Männer : 52 Pat.

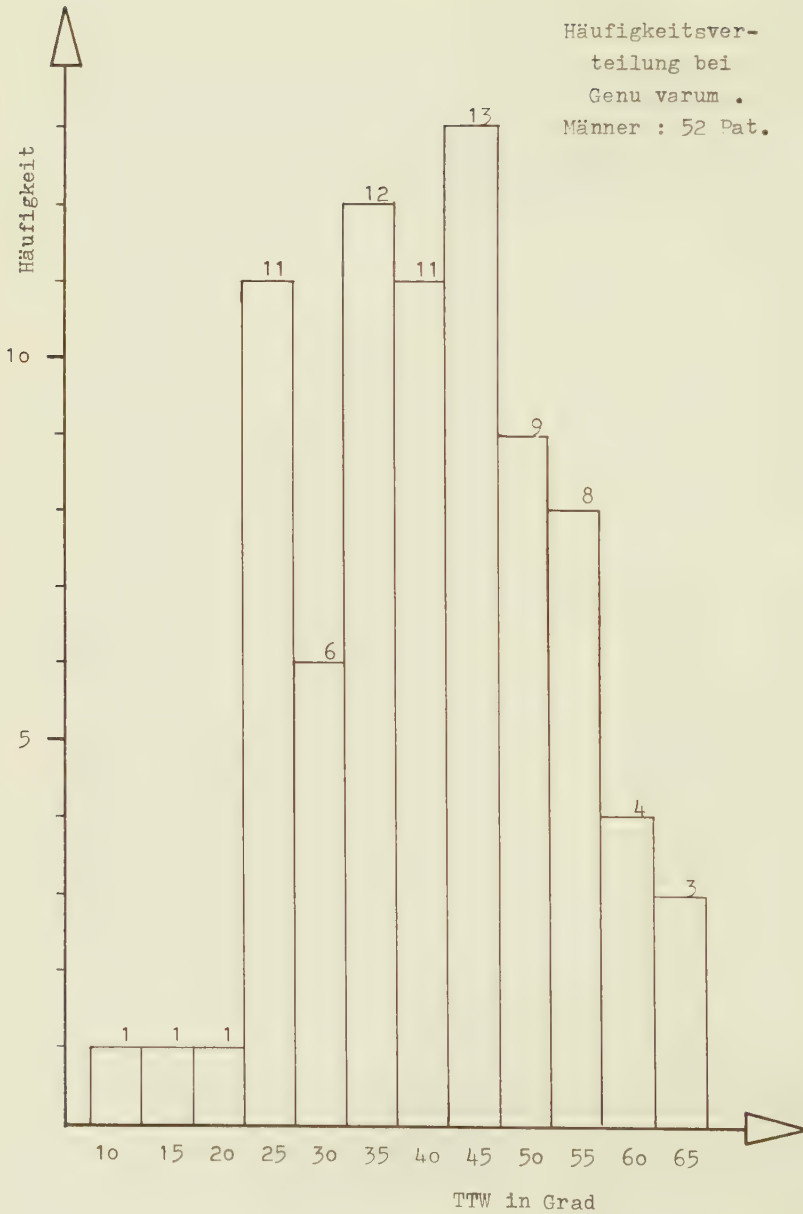


Abb. 21

Häufigkeitsver-
teilung bei
Genu varum .
Frauen : 33 Pat.

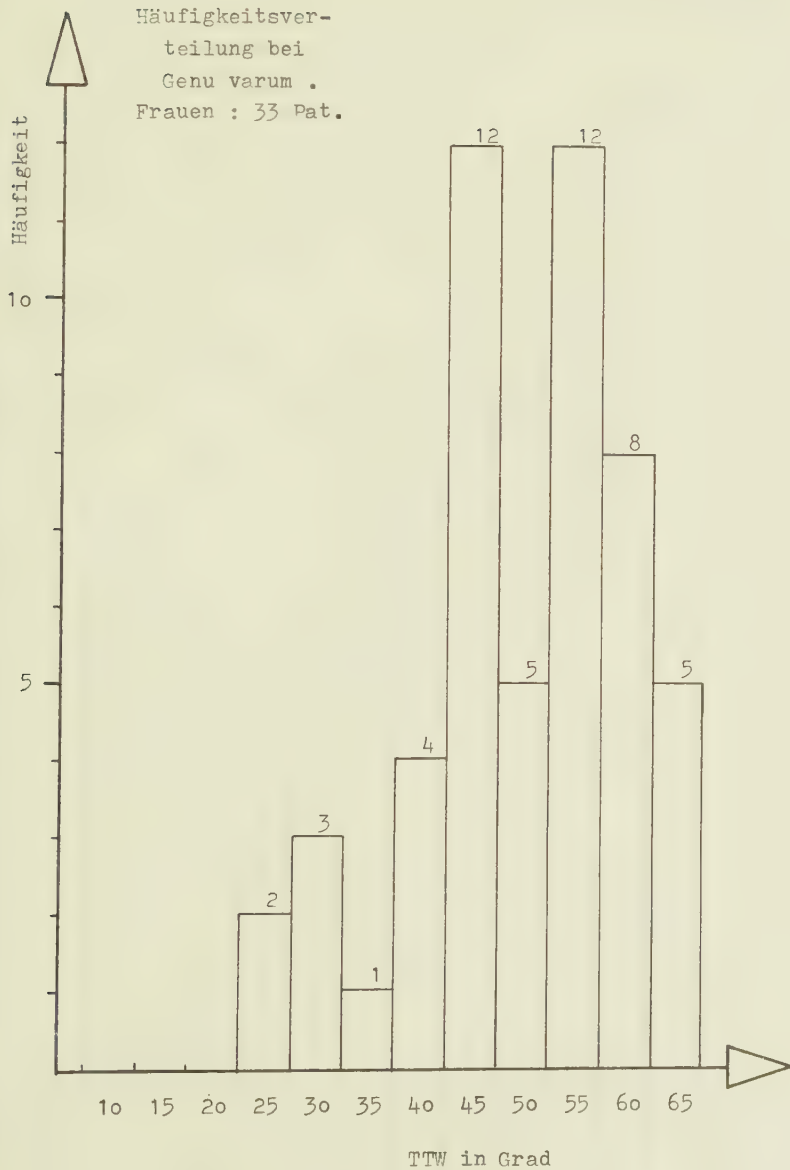


Abb. 22

Gesamte Häufigkeitsverteilung bei TTW-Messungen .

Gesamt : 178 Pat.
(männl. + weibl.)

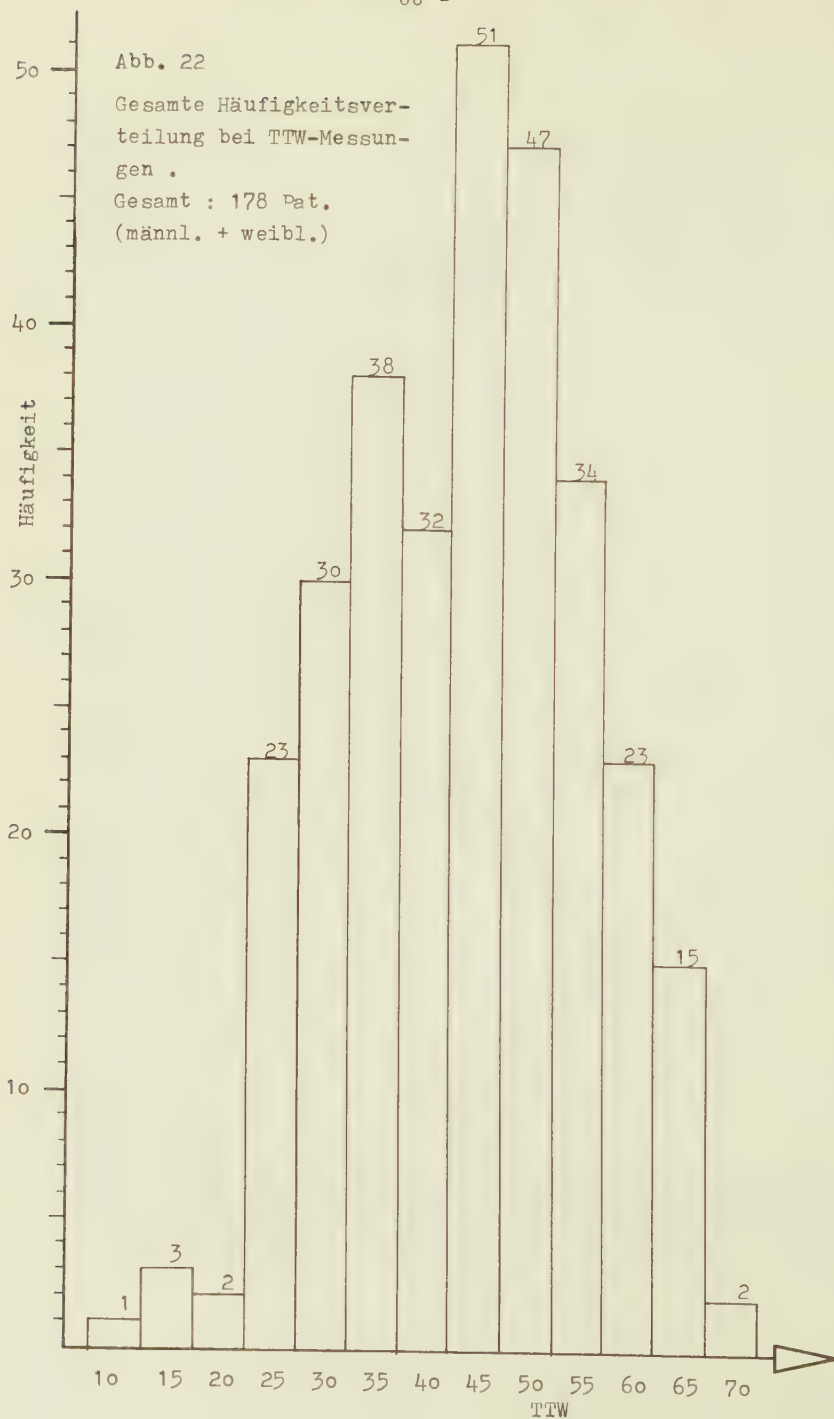


Abb. 23

Häufigkeitsver-
teilung bei
TTW-Messungen.

Männer : 93 Pat.

154 Beine

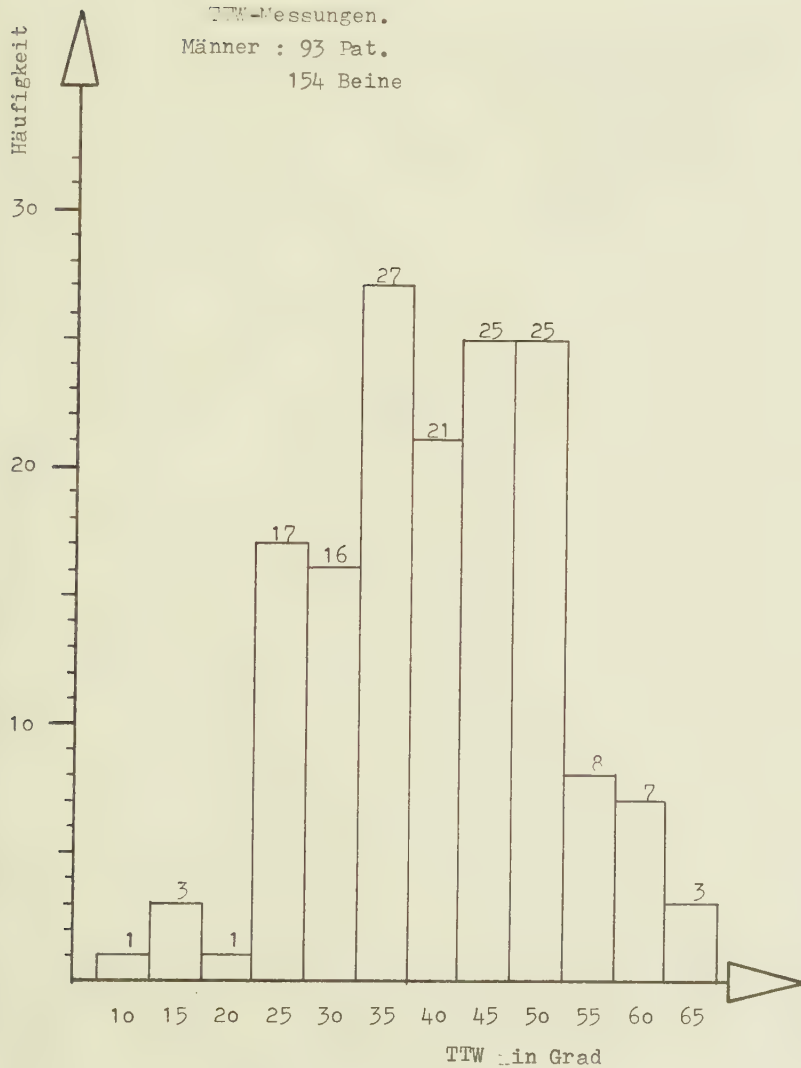
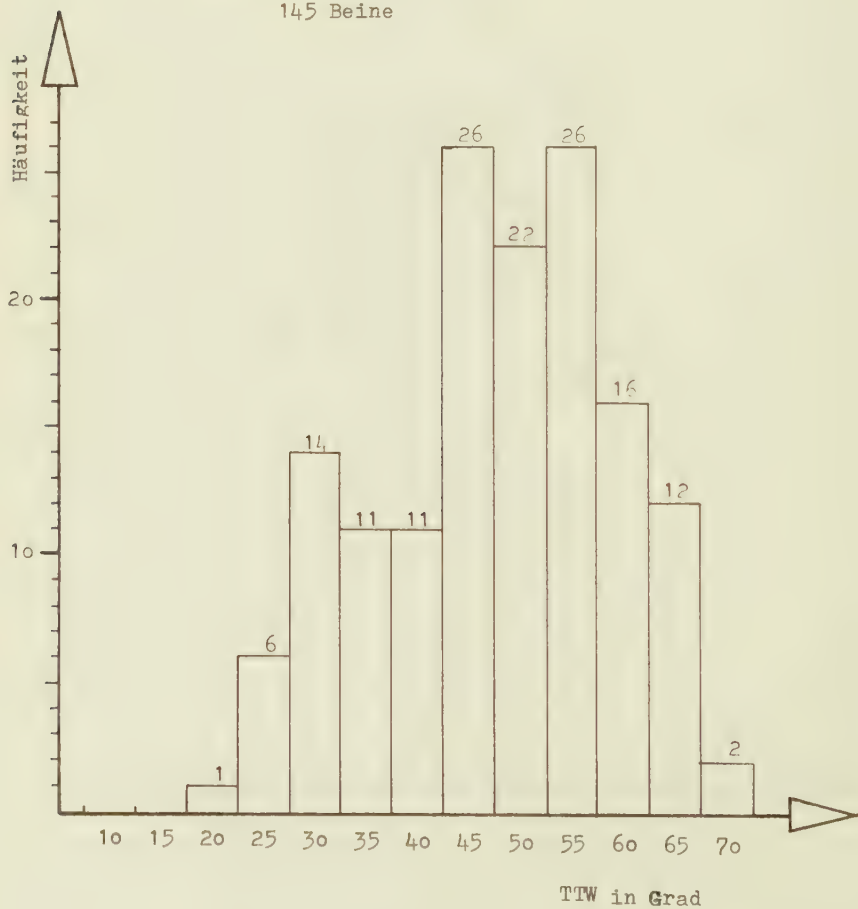


Abb. 24

Gesamthäufigkeits-
verteilung bei TTW-
Messungen .

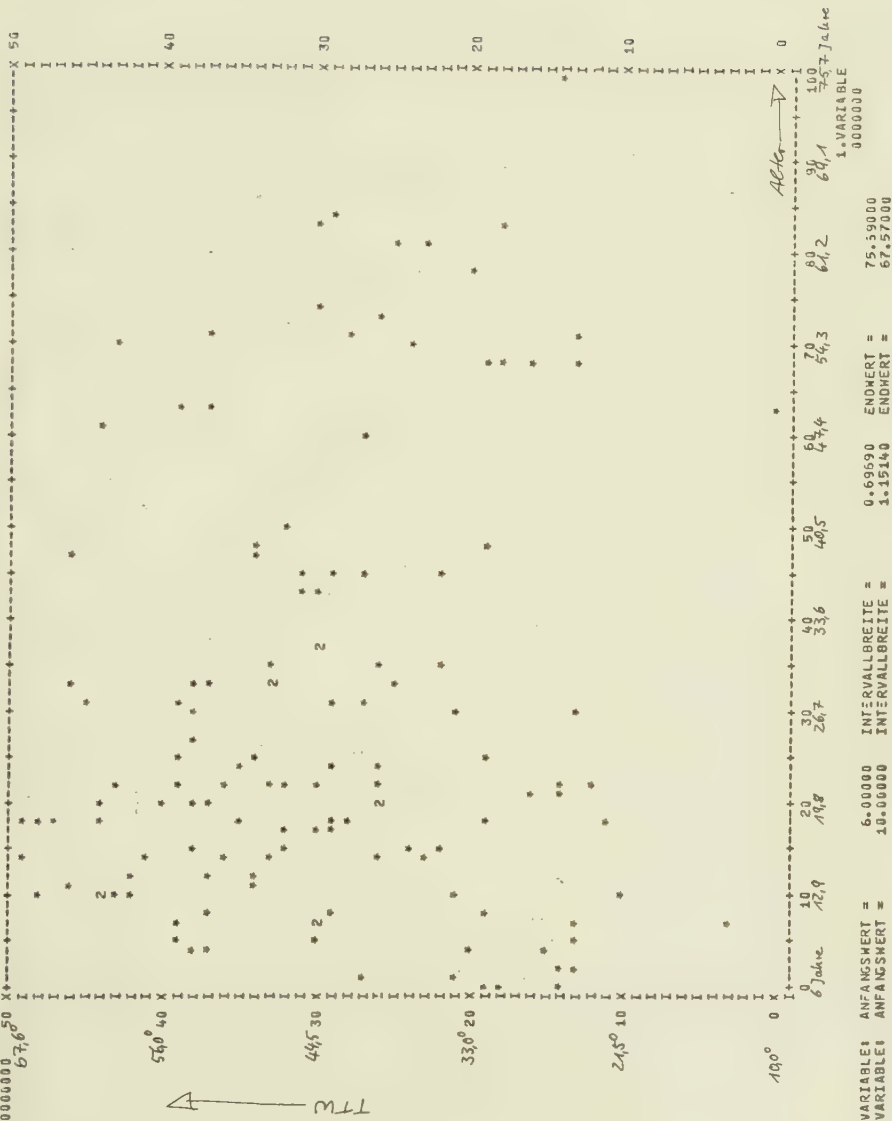
Frauen : 85 Pat.
145 Beine



L-TEST PLOT-DIAGRAMM (VARIABLEN NR. 1 UND NR. 2)

132 FÄLLE WURDEN ÜBERTRAGEN

2. VARIABLE
000000 67.689



103 FAELLE WURDEN VERERTRAGEN

3. VARIABLE
0000000

TRW $102^{\circ} 30'$ $98^{\circ} 20'$

920°

TTW2.VARIABLE!	ANFANGSWERT =
TTW3.VARIABLE!	ANFANGSWERT =

10.00000
90.00000

INTERVALLBREITE
INTERVALLBREITE

0.57570
0.42420

ENDWERT =
ENDWERT =

67-57J00
111-21000

2. VARIABLE
00000000

10760

171A1

WEIBLICH

Abb. 27

1-TES PLOT-DIAGRAMM (VARIABLEN NR. 4 UND NR. 2)
52 FÄLLE WURDEN ÜBERTRAGEN

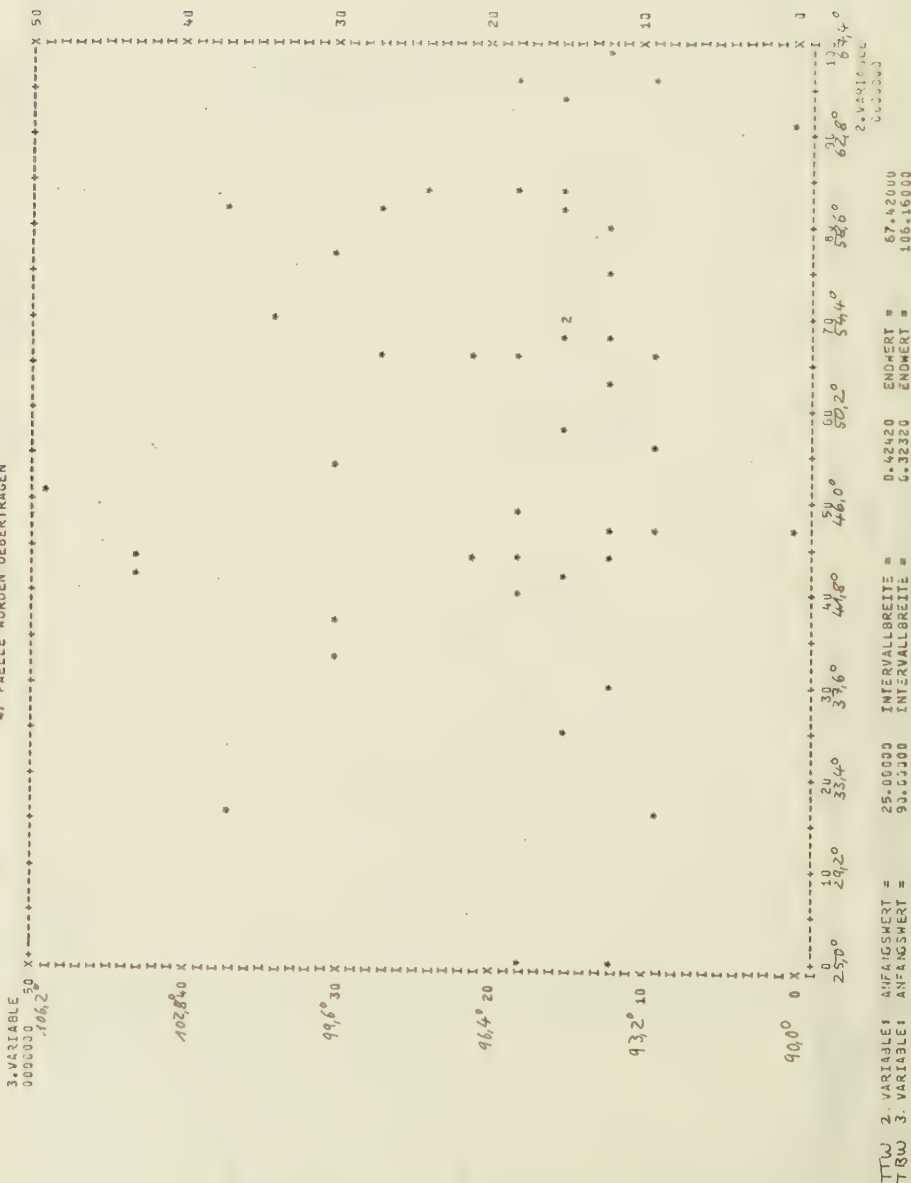
2.VARIABLE
0000000
6748



4.251.VARIABLE ANFANGSWERT = 6.00000 INTERVALLBREITE = 25.00000
TTW2-VARIABLE ANFANGSWERT = 0.59590 INTERVALLBREITE = 0.84640
ENOMERT = 65.59000
ENOMERT = 67.42000

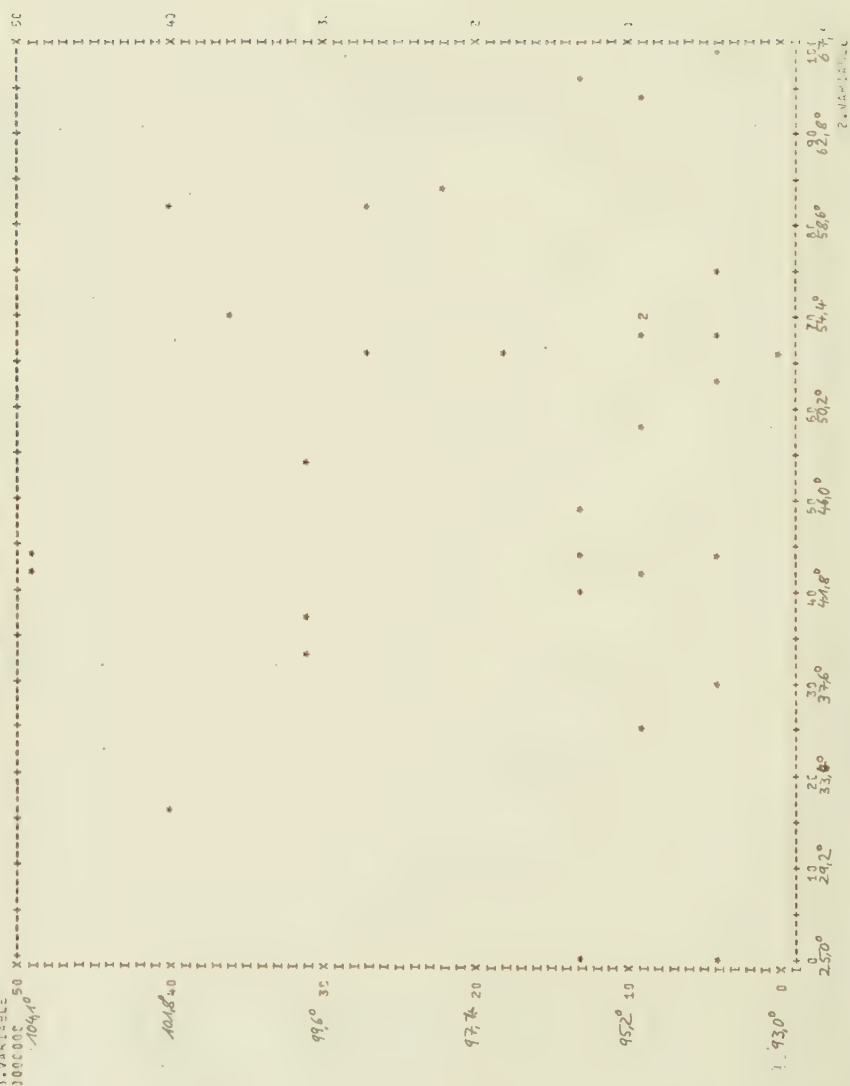
Abb. 28

3-TES PLOT-DIAGRAMM (VARIABLEN NR. 2 UND NR. 3)
47 FÄLLE MURDEN ÜBERTRAGEN



3-TES PLOT-DIAGRAMM (VARIABLEN NR. 2 UND NR. 3)
 M. GROSSER 18 J.
 32 FÄLLE WURDEN ÜBERTRAGEN
 1. VARIABLE 1000000
 2. VARIABLE 1000000
 3. VARIABLE 1000000

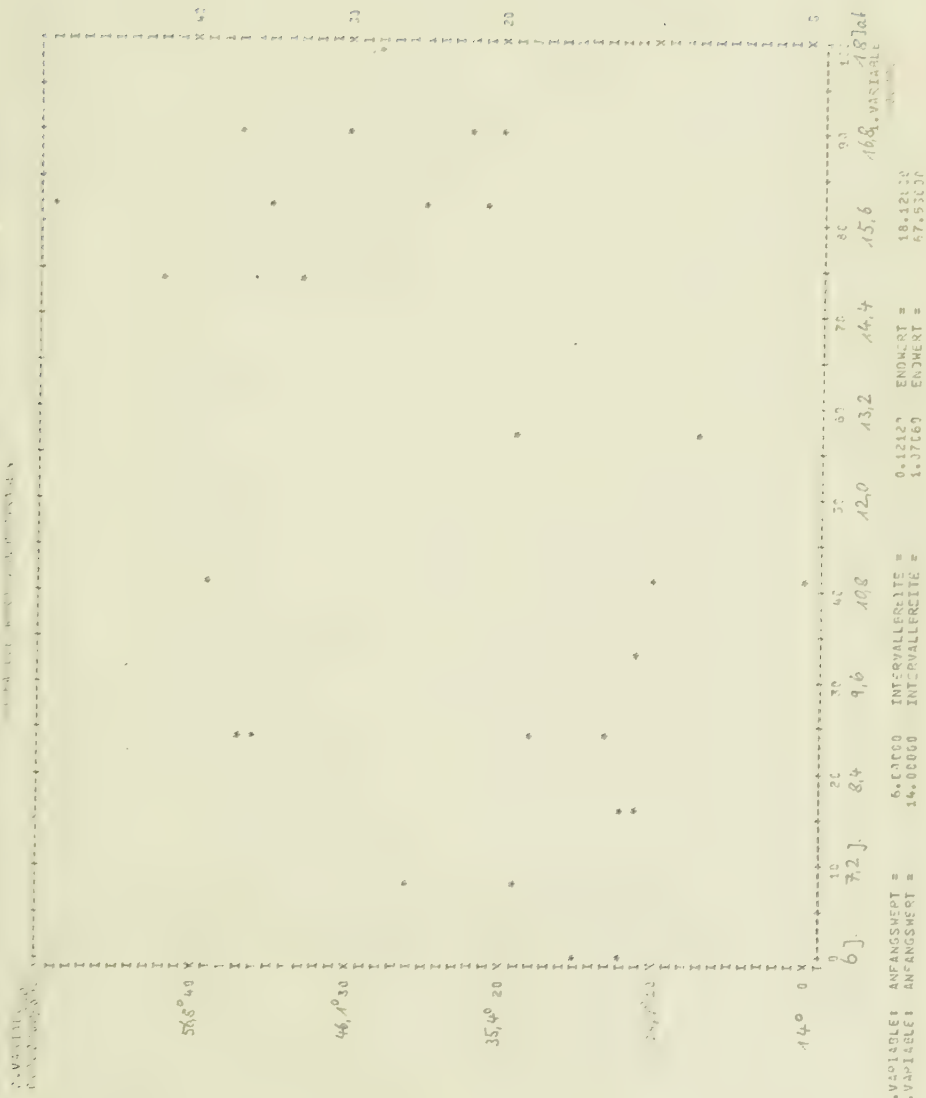
Abb. 30



TTW 2. VARIABLE: ANFANGSWERT = 0.42473 ENOMERT = 67.42000
 T 80 3. VARIABLE: ANFANGSWERT = 0.22220 ENOMERT = 104.11000
 INTERVALLBREITE = 25.00000
 INTERVALLBREITE = 93.00000

1-TES PLOT-DIAGRAMM (VARIANTEN NR. 1 UND 2)

Abb. 31



Alter 1.420150LEI ANFANGSMEST =
TTW 2.420150LEI ANFANGSMEST =

6.6060 INT-VALLEEREITE =
14.0060 INT-VALLEEREITE =

0.12423 ENDMEST =
1.57669 ENDMEST =

18.42130
67.55030

15.6 16.6 18.6

14.4 15.4 16.4

12.0 13.0 14.0

9.6 10.6 11.6

7.2 8.2 9.2

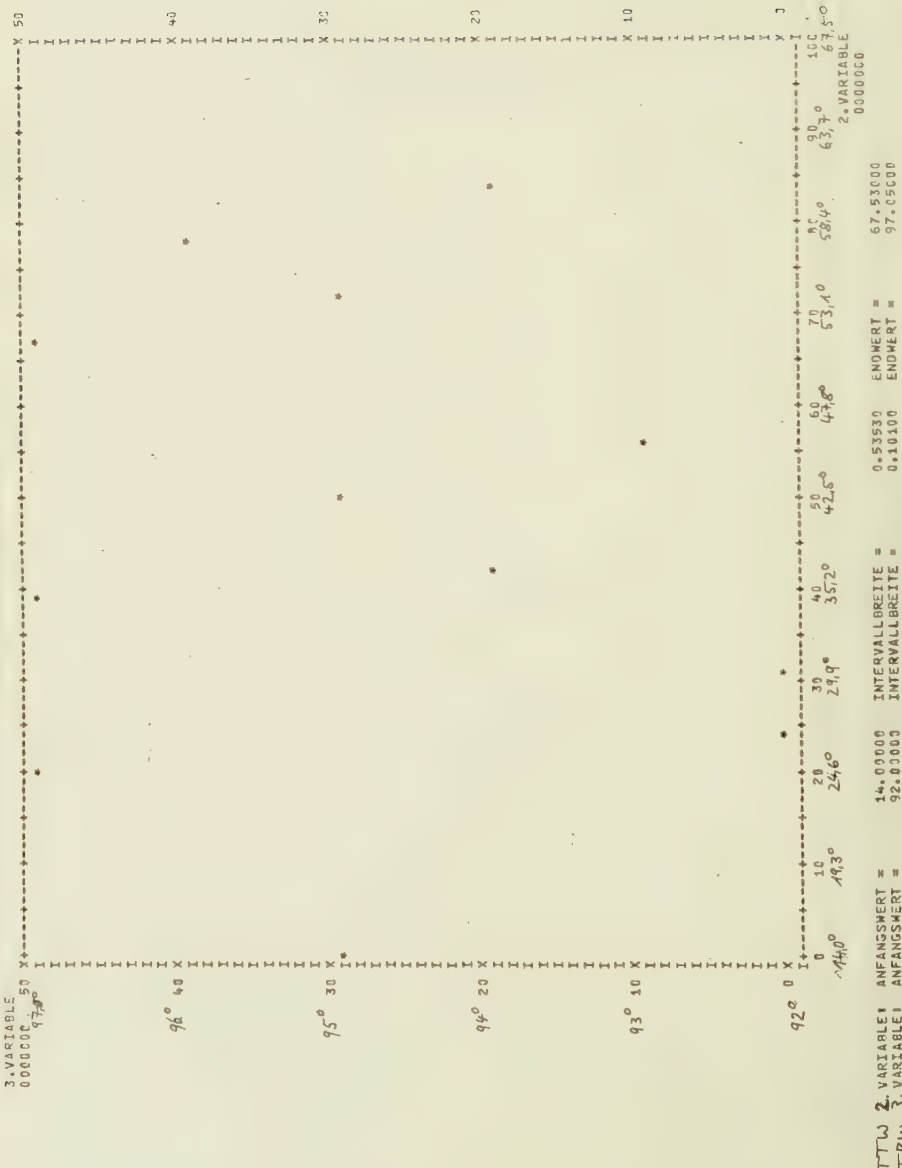
4.8 5.8 6.8

2.4 3.4 4.4

M KLEINER 18 JAHRE

Abb. 32

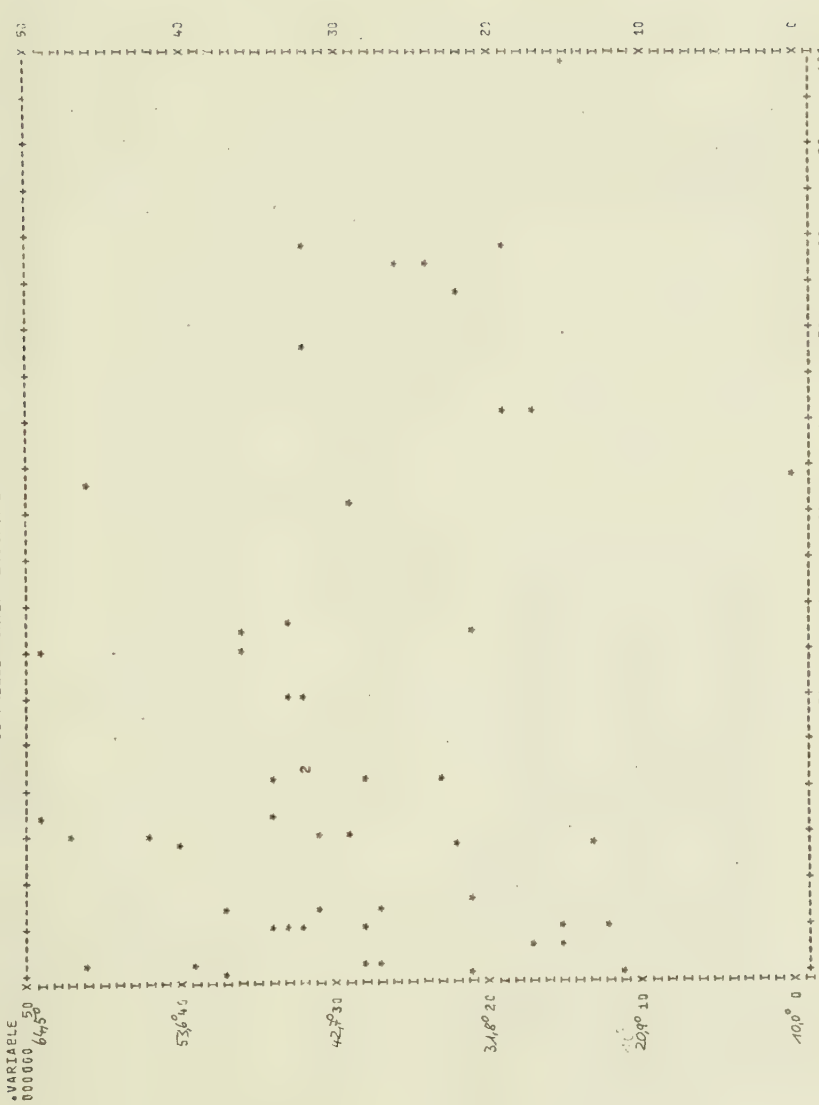
3-TES PLOT-DIAGRAMM (VARIABLEN NR. 2 UND NR. 3)
12 FÄLLE WURDEN ÜBERTRAGEN



1-TES PLOT-DIAGRAM (VARIABLEN NR. 1 UND NR. 2)
=====

Abb. 33

52 FAELLE WURDEN UEBERTRAGEN



100° 0
100° 10
209° 10
318° 20
428° 30
536° 40
645° 50
100° 0
100° 10
209° 10
318° 20
428° 30
536° 40
645° 50

Auter A. VARIABLE ANFANGSWERT = 19.07000 INTERVALLBREITE = 0.56560 ENDWERT = 75.56000
TTW 2. VARIABLE ANFANGSWERT = 10.00000 INTERVALLBREITE = 1.09160 ENDWERT = 64.94000

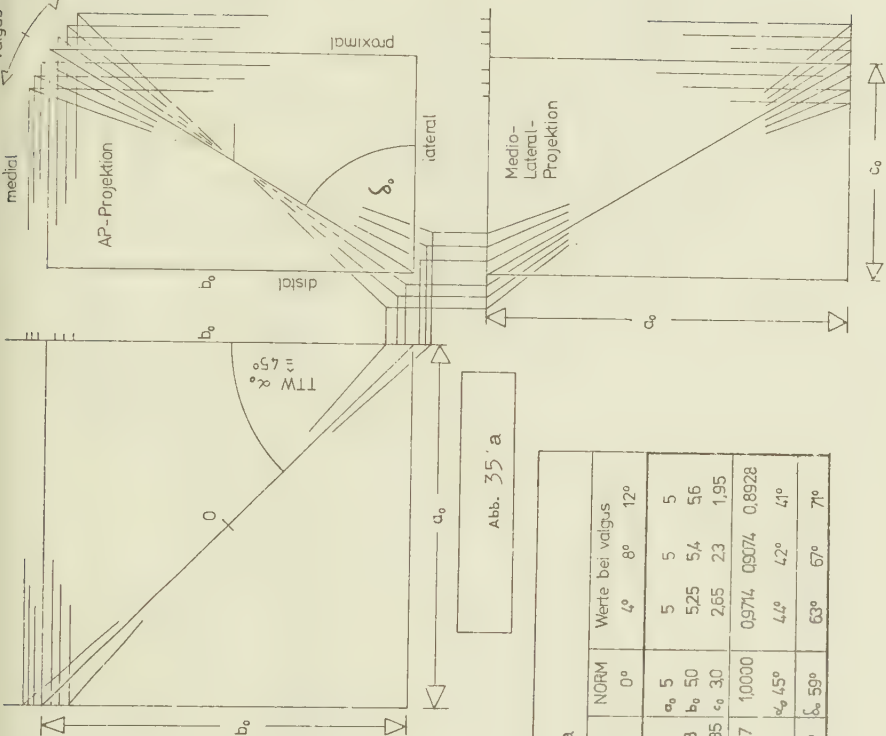


Abb. 35 a
Linkes Beinmodell
Projektionsverhältnisse
bei $TTW \alpha_0 = 45^\circ$ und
bei $\delta = 59^\circ$

Abb. 35 a

Tab. 13 a

	Werte bei valgus			Werte bei valgus		
	12°	8°	4°	NORM	0°	12°
a [cm]	5	5	5	a₀	5	5
b [cm]	4,3	4,6	4,8	b₀	5,0	5,6
c [cm]	4,0	3,7	3,35	c₀	3,0	2,65
tg $\frac{a}{b}$	1,1627	1,0869	1,0417	1,0000	0,9714	0,9074
gem. Tors.	49°	47°	46°	α₀	45°	42°
δ kor.	49°	52°	55°	δ₀	59°	63°
						71°

Kondylenachsen-Schwenkung nach kaudal $\pm 9^\circ \pm 5^\circ$: kranial

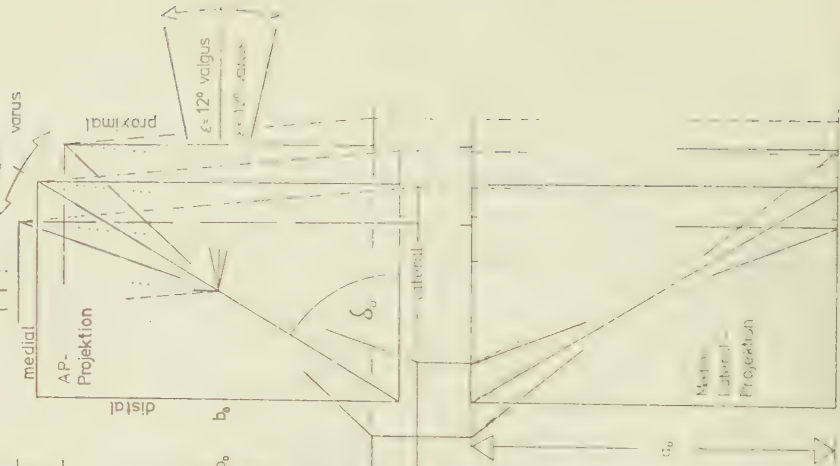
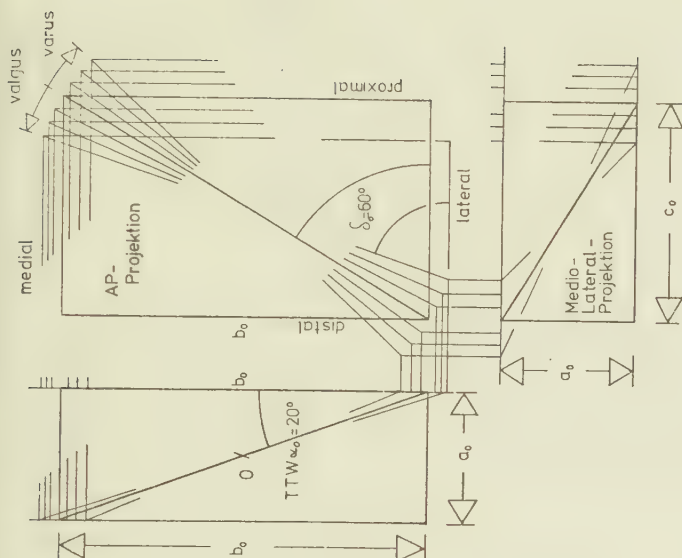


Abb. 35 b
Linkes Beinmodell
Projektionsverhältnisse
bei $TTW \alpha_0 = 45^\circ$ und
bei $\alpha_0 = 59^\circ$
allerdings bei Schwenkung der
Kondylenachse (s. Text)

Tab 13 b

	Norm	Schwenkung n. kranial	varus 12°	Schwenkung n. kaudal	Valgus 12°	Schwenkung n. kranial	Schwenkung n. kaudal
a [cm]	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
b [cm]	5,0	5,0	4,3	4,3	5,6	5,6	5,0
c [cm]	3,0	2,55	4,0	3,6	1,95	1,4	2,4
$\lg \alpha = \frac{a}{b}$	10000			11627		0,8928	
gemess. Tors.	45°			49°		44°	
Σ kor.	$\delta_0 = 59^\circ$			49°		71°	

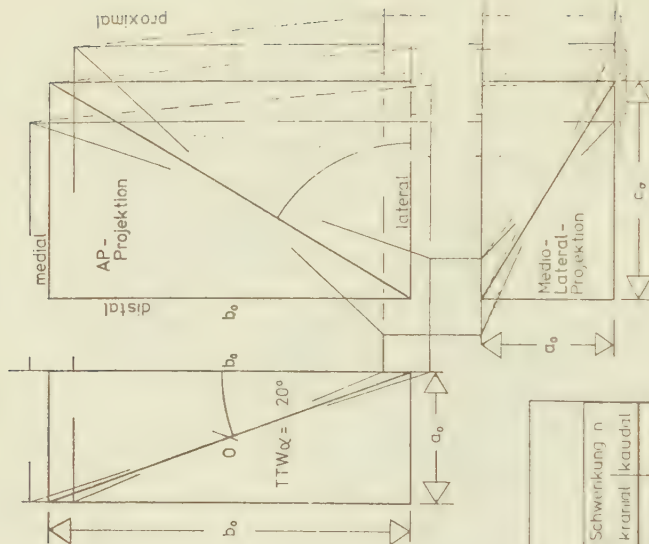
Abb. 36 a
Linkes Beinmodell
Projektionsverhältnisse
bei $\text{TTW}_{\alpha_0} = 20^\circ$ und
bei $\delta_0 = 60^\circ$



Tab. 14 a

	Werte bei varus				Werte bei valgus			
	12°	8°	4°	NORM	0°	4°	8°	12°
a [cm]	1,8	1,8	1,8	a ₀ 1,8		1,8	1,8	1,8
b [cm]	4,25	4,5	4,8	b ₀ 5,0		5,25	5,4	5,6
c [cm]	4,0	3,8	3,4	c ₀ 3,0		2,7	2,25	1,9
$\text{tg} \alpha = \frac{a}{b}$	0,4235	0,4000	0,3750	0,3600		0,3428	0,3333	0,3214
gem. Tors.	23°	22°	21°	α_0 20°		19°	18°30'	18°
$\delta_{\text{korr.}}$	47°	51°	55°	δ_0 60°		63°	67°	71°

Abb. 36 b
Linkes Beinmodell
Projektionsverhältnisse wie Abb. 36
allerdings bei Schenkung der Kon-
dylendachse (s. Text!).



Tab. 14. b

	Norm 0°	Schenkung n. kranial	Schenkung n. kaudal	Varus 12°	Schenkung n. kranial	Schenkung n. kaudal	Valgus 12°	Schenkung n. kranial	Schenkung n. kaudal
a [cm]	1,8	1,6	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8
b [cm]	5,0	5,0	5,0	4,25	4,25	4,25	5,6	5,6	5,6
c [cm]	3,0	2,55	3,45	4,0	3,7	4,4	1,9	1,4	2,4
$\tan \alpha = \frac{a}{b}$	0,3600				0,4235			0,3714	
gemess. Tors	α_0 20°				23°			18°	
δ korr.	δ_0 60°				47°			71°	

Abb. 37 a

Linkes Beinmodell
Projektionsverhältnisse
bei $\text{TTW} \alpha_o = 60^\circ$ und
bei $\delta_o = 59^\circ$

Tab. 15 a

	Werte bei varus			NORM	Werte bei valgus		
	12°	8°	4°		4°	8°	12°
a [cm]	8,7	8,7	8,7	a _o 8,7	8,7	8,7	8,7
b [cm]	4,3	4,55	4,8	b _o 5,0	5,25	5,4	5,5
c [cm]	4,0	3,7	3,4	c _o 3,0	2,7	2,3	1,9
$\text{tg} \alpha = \frac{a}{b}$	2,0233	1,9120	1,8125	1,7400	1,6571	1,6111	1,5818
gem. Tors.	63°40'	62°10'	61°	α_o 60°	59°	58°10'	57°50'
$\delta_{\text{korr.}}$	47°	51°	57°	δ_o 59°	63°	67°	71°

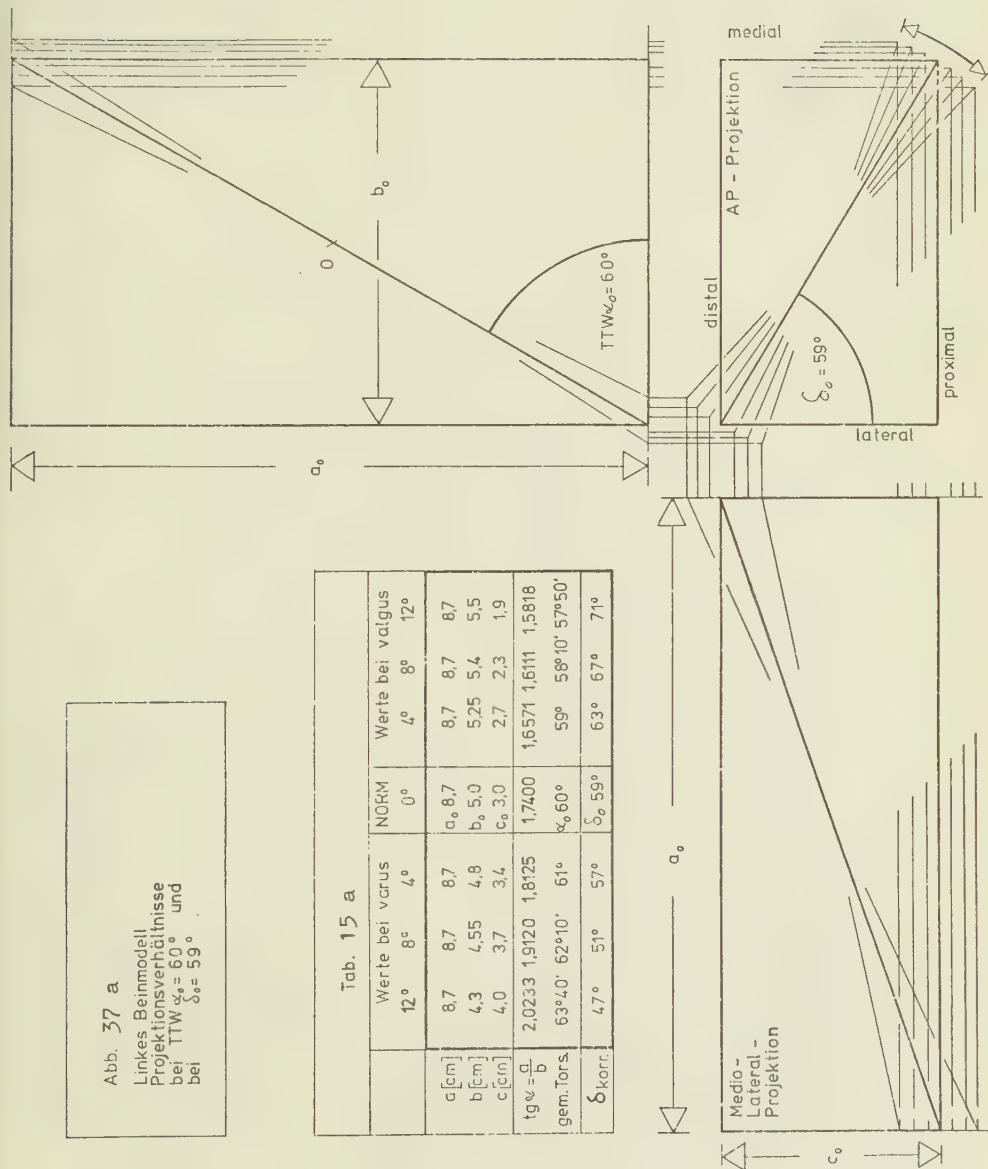
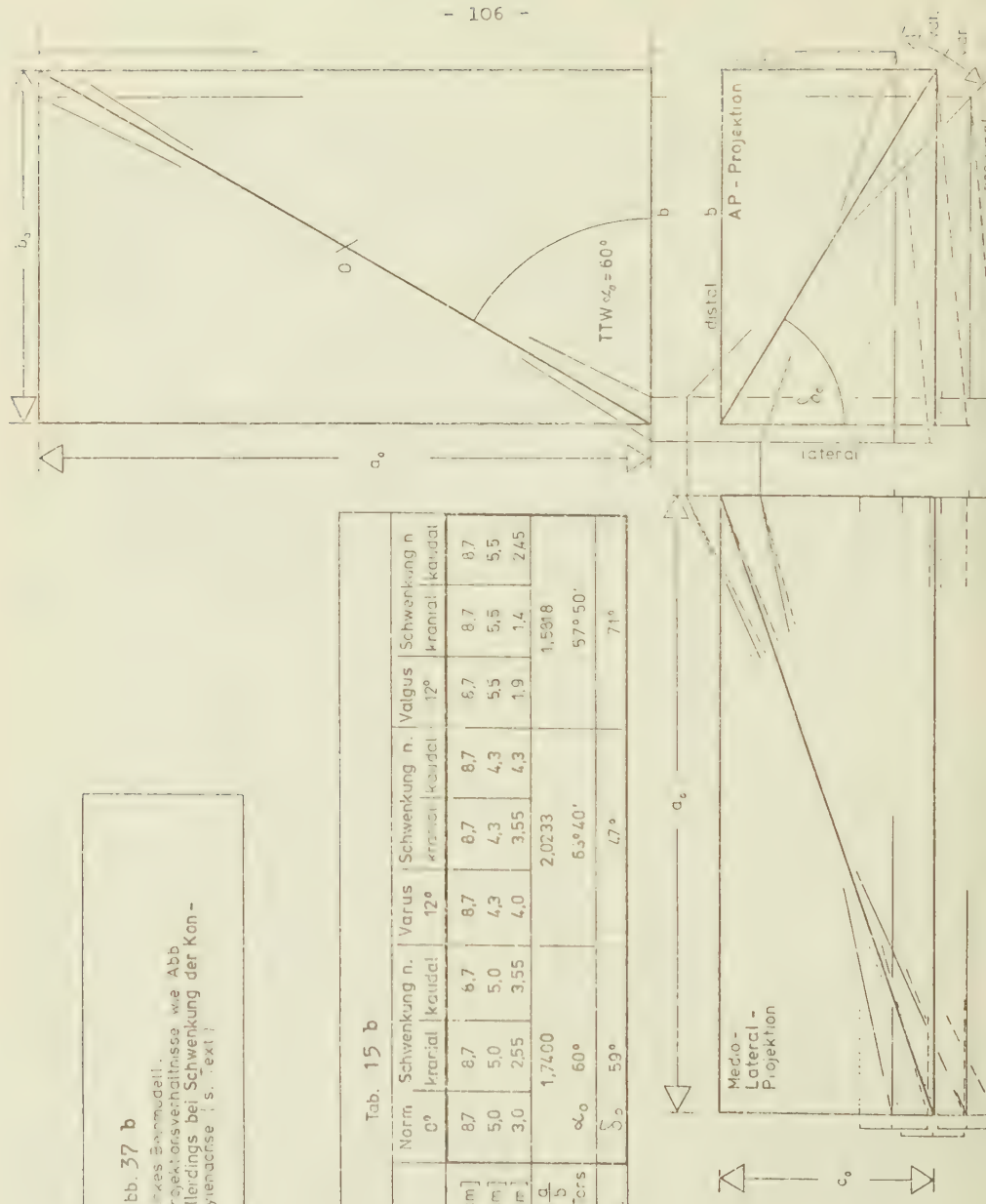


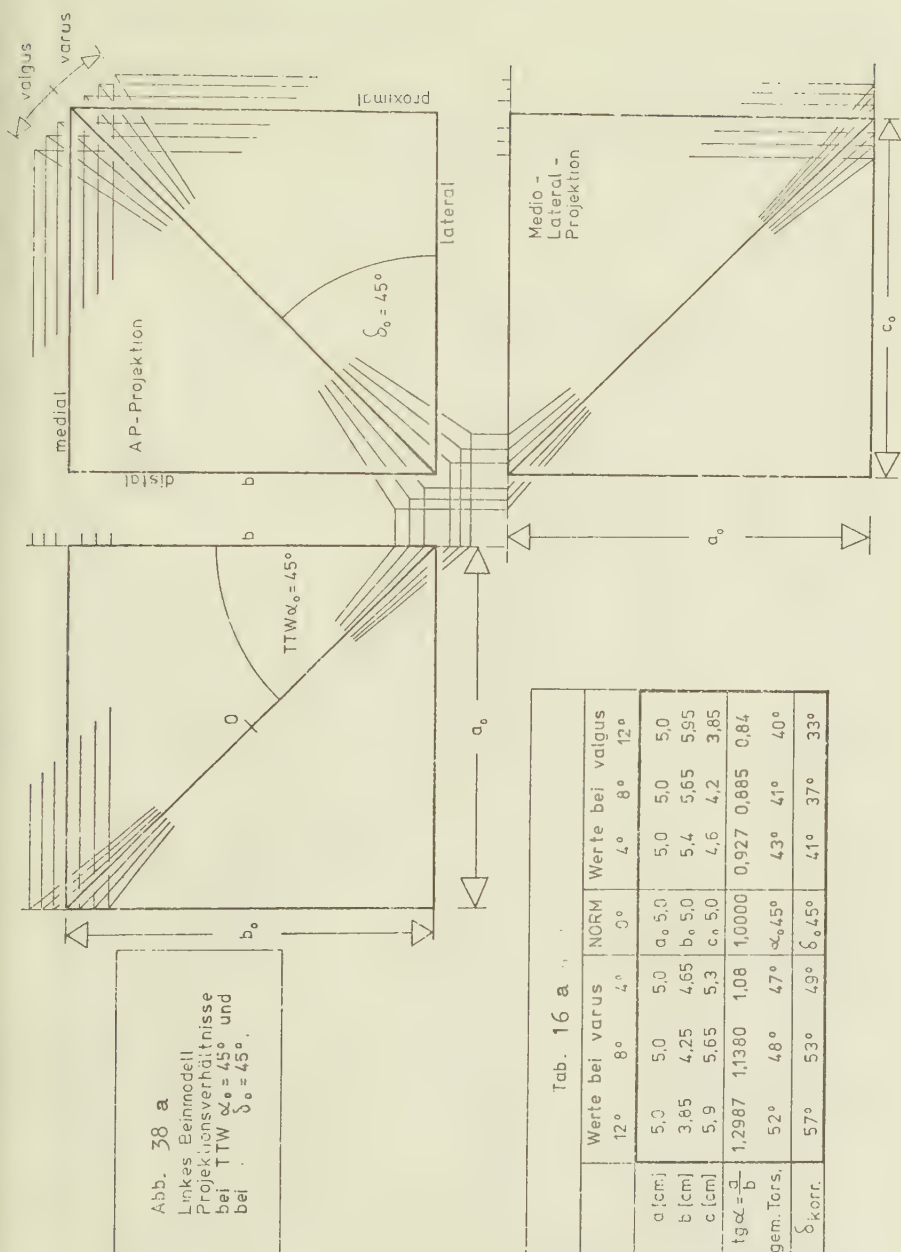
Abb. 37 b

Leeres Baummodell.
Projektionsverhältnisse wie Abb.
allerdings bei Schenkung der Kon-
dylenachse (s. Text)

Tab. 15 b

	Norm	Schenkung n.		Varus		Schenkung n.		Valgus	
		kranial	kaudal	kranial	kaudal	kranial	kaudal	12°	Schenkung n.
a [cm]	8,7	8,7	6,7	8,7	8,7	8,7	8,7	6,7	kranial
b [cm]	5,0	5,0	5,0	4,3	4,3	4,3	5,5	5,5	kaudal
c [cm]	3,0	2,55	3,55	4,0	3,55	4,3	1,4	1,9	2,45
$\tan \alpha = \frac{a}{b}$		1,7400			2,0233		1,5318		
gemess. Tors	α_0	60°			63°40'		57°50'		
$\alpha_{\text{korr.}}$	β_0	59°			47°		71°		





Tab. 16 a

	Werte bei varus			NORM	Werte bei valgus		
	12°	8°	4°	0°	4°	8°	12°
a [cm]	5,0	5,0	5,0	a ₀ 5,0	5,0	5,0	5,0
b [cm]	3,85	4,25	4,65	b ₀ 5,0	5,4	5,65	5,95
c [cm]	5,9	5,65	5,3	c ₀ 5,0	4,6	4,2	3,85
$tg \alpha = \frac{a}{b}$	1,2987	1,1380	1,08	1,0000	0,927	0,885	0,84
gem. Tors.	52°	48°	47°	$\alpha_0 45^\circ$	43°	41°	40°
$\delta_{korr.}$	57°	53°	49°	$\delta_0 45^\circ$	41°	37°	33°

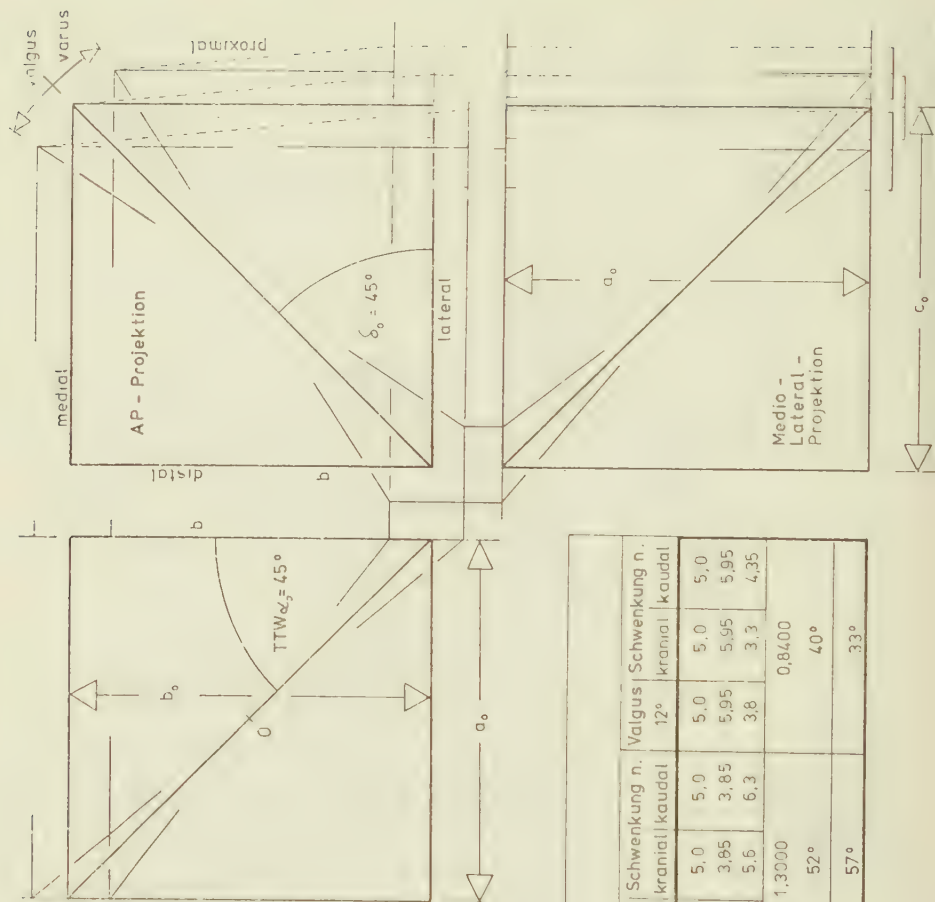
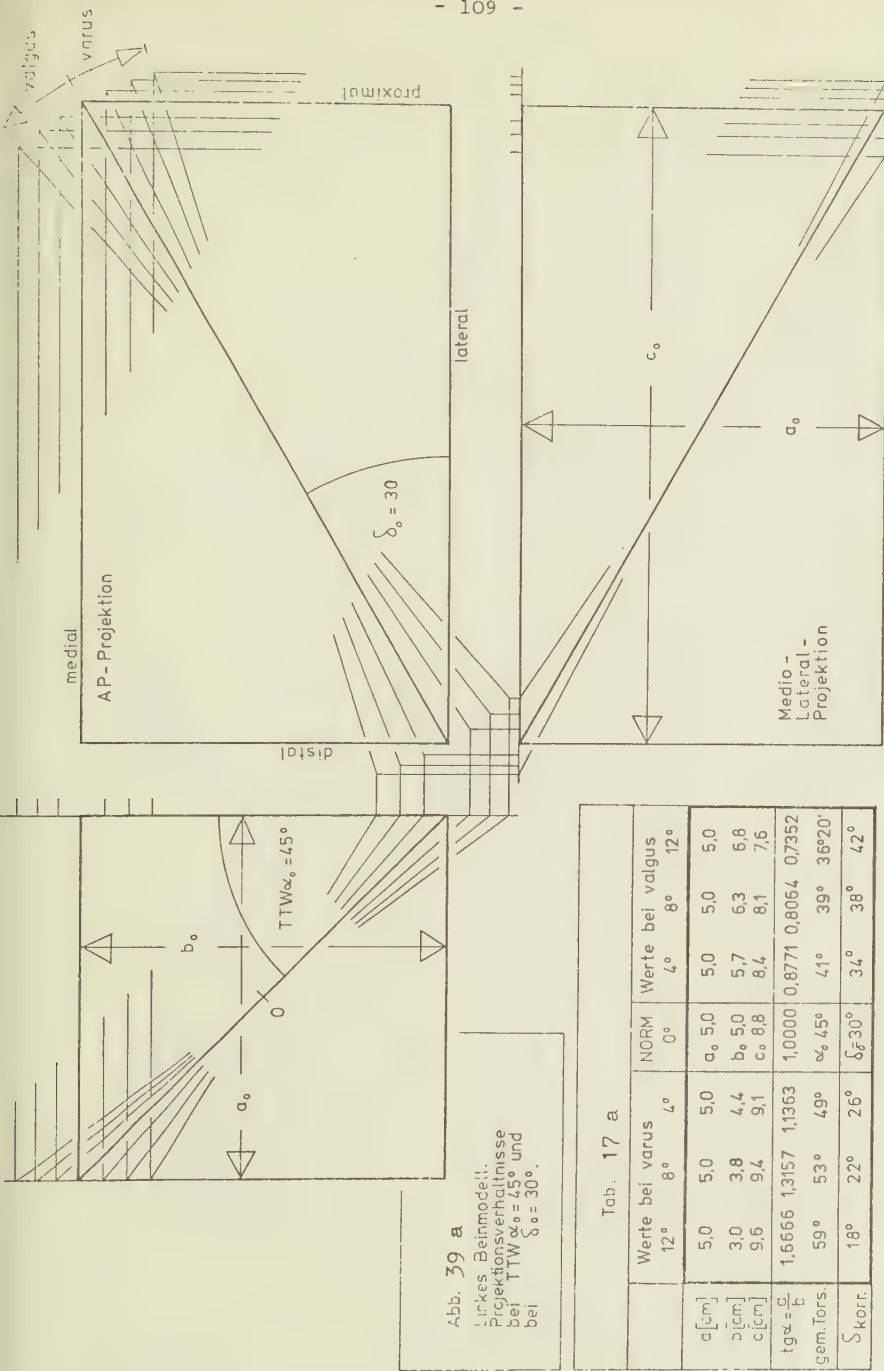


Abb. 38 b

Linkes Beinmodell
Projektionsverhältnisse
wie bei Abb. 38 a,
allerdings bei Schwenkung
der Kondylenachse (s. Text).

Tab. 16 b

Norm	Schwenkung n. 0°	Schwenkung n. 5,0	Schwenkung n. 5,0	Varus 12°	Schwenkung n. 12°	Schwenkung n. 12°	Schwenkung n. 12°
a [cm]	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
b [cm]	5,0	5,0	5,0	3,85	3,85	5,95	5,95
c [cm]	5,0	4,6	5,4	5,95	5,6	6,3	4,35
$\alpha = \frac{a}{b}$	1,0000			1,3000		0,8400	
gemess. Tors.	$\alpha_0 = 45^\circ$			52°		40°	
δ korrr.	$\delta_0 = 45^\circ$			57°		33°	



Tab. 17 a

	Werte bei varus			NORM	Werte bei valgus		
	12°	8°	4°	0°	4°	8°	12°
$a[\text{cm}]$	5,0	5,0	5,0	a_o 5,0	5,0	5,0	5,0
$b[\text{cm}]$	3,0	3,8	4,4	b_o 5,0	5,7	6,3	6,8
$c[\text{cm}]$	9,6	9,4	9,1	c_o 8,8	8,4	8,1	7,6
$\text{tg } \alpha = \frac{a}{b}$	1,6666	1,3157	1,1363	1,0000	0,8771	0,8064	0,7352
gem.Tors.	59°	53°	49°	α_o 45°	41°	39°	36°20'
Skorr.	18°	22°	26°	δ_o 30°	34°	38°	42°

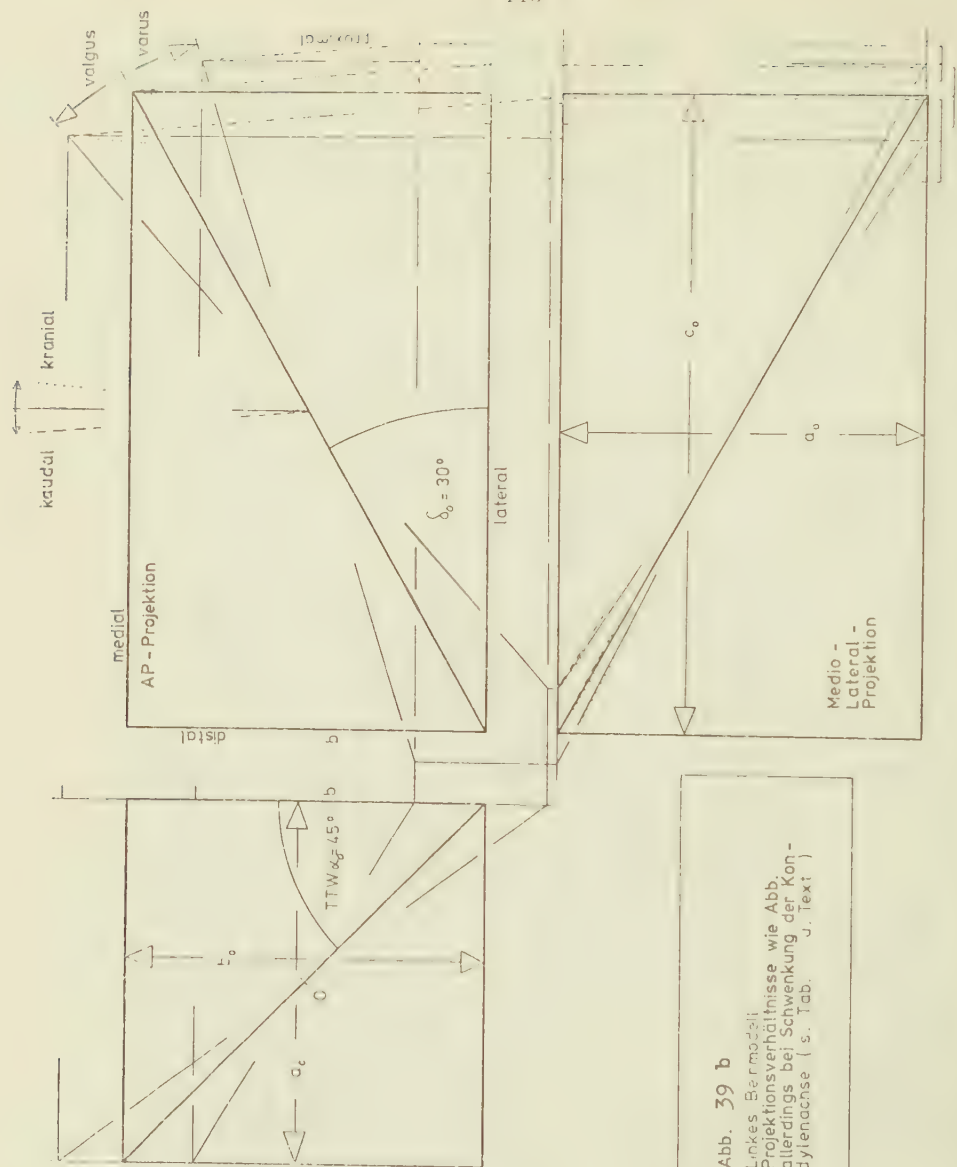


Abb. 39 b

Linkes Bismodell
Projektionsverhältnisse wie Abb.
allerdings bei Schwenkung der Kon-
dylengachse (s. Tab. J. Text)

Tab. 17 b zu Abb. 39 b

	Neutr. 0°	Schwenkung n		Varus 12°	Schwenkung n		Valgus 12°	Schwenkung n	
		kranial	kaudal		kranial	kaudal		kranial	kaudal
a [cm]	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0	5,0
b [cm]	5,0	5,0	5,0	3,0	3,0	3,0	6,8	5,8	5,8
c [cm]	8,8	2,4	9,2	9,2	9,45	9,95	7,5	7,05	8,15
$\operatorname{tg} \omega = \frac{a}{b}$	1,0000			1,6666			0,7352		
gemess. Tors.	α_0 45°			59°			35° 20'		
$\delta_{\text{korr.}}$	δ_0 30°			18°			42°		

Abb. 40

Formblatt zur Erfassung der wichtigsten Daten bei Bein-
verkrümmungen.

Name : ambulant/stationär
Vorname :
geboren :

Genu varum	Genu recurvatum	Pseudo Genu varum
Genu valgum	Bergekontraktur	Pseudo Genu valgum

Verkrümmung einseitig/beidseitig

Femurkondylen-Distanz b. Knöchelschluss	QF
Knöchel-Distanz bei Femurkondylenschluss	QF

Gangbild : innenrotiert/aussenrotiert

Stellung d. Patella bei "Normalstand" (unkorrigiert)

re : lateral/mittelständig/medial

li : lateral/mittelständig/medial

Stell. d. Fussachsen bei Patella-Mittelstellung v. d.

Sagittalen (korrigiert) :

re : Grad

li : Grad

Deformität des Fusses:

Hohlfuss	Plattfuss	Knickfuss
Spreizfuss	Klumpfuss	
erworben/kongenital		

Hüft-Untersuchung

re li

Abduktion

Adduktion

Innenrotation

Aussenrotation

Trendelenburg	re	+	-
	li	+	-
Chopard	re	+	-
	li	+	-

Röntgen-Untersuchung

Standaufnahme beider unt. Extremitäten mit Becken (Näcod)

Abweich. d. Kniegelenksmitte von der Traglinie

re	medial	cm	/	lateral	cm
li	medial	cm	/	lateral	cm

FBW re Grad / li Grad

TBW re Grad / li Grad

AT re Grad / li Grad

TTW re Grad / li Grad

CCD re Grad / li Grad

CE re Grad / li Grad

AW = Auslastungswinkel

re Grad / li Grad

TGW = Tuber-Gelenk-Winkel

re Grad / li Grad

Abweichung d. Fusslängsachse v. d. Vertikalen n. Einstell.

der Kondylenachse beim Schrems'schen Rö-Messverfahren

re Grad / li Grad

All denjenigen, die mir bei der Erstellung dieser Arbeit behilflich waren, möchte ich herzlich danken. Herrn Dr. Th. Bertram und OA Dr. K. Seidel danke ich für die allzeit freundliche und hilfsbereite Betreuung und Unterstützung, Herrn Dr. G. Hommel vom Institut für Medizinische Statistik für seine Beratung in statistischen Fragen.

Herrn Prof. Dr. D. Hohmann gilt mein besonderer Dank für die fachliche Unterstützung und die Übernahme des Referates.

Lebenslauf

Am 27. 3. 1949 wurde ich in Stuttgart als erstes von zwei Kindern des Baudirektors Joachim-Hans Raabe und seiner Ehefrau Erika, geborene Sokolowski, geboren. Nach dem Besuch der Volksschule in Stuttgart-Rohr von 1956 bis Anfang 1960 trat ich im Frühjahr 1960 in das humanistische Karlsgymnasium in Stuttgart ein. An dieser Schule legte ich am 30. Mai 1968 die Reifeprüfung ab.

Nachdem ich ein halbes Jahr als Volontär in einem zahntechnischen Labor in Stuttgart gearbeitet hatte, nahm ich im Sommersemester 1969 in München das Studium der Chemie auf. Nach bestandenen Vordiplom der Chemie im September 1971 konnte ich nach dreijähriger Wartezeit das Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg im Wintersemester 1971 beginnen. Die zahnärztliche Vorprüfung legte ich am 4. Mai 1973 ab. Das zahnmedizinische Staatsexamen bestand ich am 10. Dezember 1975. Meine Bestallung als Zahnarzt ist seit dem 12. Dezember 1975 erteilt.

Seit 1. Februar 1976 bin ich als Assistenz Zahnarzt bei Dr. Dr. Hemmerich, München tätig.

Erlangen, im September 1976

Thoams Joachim Raabe

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197